

Marcelo Taveira Barbosa

**AVALIAÇÃO *IN VITRO* DA ADAPTAÇÃO MARGINAL E INTERNA DE
COROAS CERÂMICAS CONFECCIONADAS COM SISTEMAS
INJETÁVEL E CAD/CAM**

Florianópolis
2008

Marcelo Taveira Barbosa

**AVALIAÇÃO *IN VITRO* DA ADAPTAÇÃO MARGINAL E INTERNA DE
COROAS CERÂMICAS CONFECCIONADAS COM SISTEMAS
INJETÁVEL E CAD/CAM**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina como requisito para a obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração Dentística.

Orientador: Prof. Dr. Gilberto Müller Arcari

Co-orientador: Prof. Dr. Sylvio Monteiro Junior

Florianópolis

2008

Marcelo Taveira Barbosa

**AVALIAÇÃO *IN VITRO* DA ADAPTAÇÃO MARGINAL E INTERNA DE
COROAS CERÂMICAS CONFECCIONADAS COM SISTEMAS
INJETÁVEL E CAD/CAM**

Esta dissertação foi julgada adequada para a obtenção do título de MESTRE EM ODONTOLOGIA – ÁREA DE CONCENTRAÇÃO DENTÍSTICA e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Florianópolis, 28 de novembro de 2008.

Prof. Dr. Ricardo de Souza Vieira

Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia

Banca Examinadora

Prof. Dr. Gilberto Müller Arcari

Orientador

Prof. Dr. Luiz Narciso Baratieri

Membro

Prof. Dr. Fabiano Carlos Marson

Membro

“Porque um dia é preciso parar de sonhar,
tirar os planos das gavetas e,
de algum modo começar.”

Amyr Klink

À minha amada esposa, **Alessandra**, por todo o incondicional incentivo
a esta sonhada e exaustiva jornada, pela tolerância com as
minhas aflições e minhas repetidas ausências.

Aos amados filhos, **Gabriela** e **Marcelo**, por serem tão especiais
e por aceitarem sem restrições todas as mudanças que esta
jornada exigiu. Talvez um dia possam desculpar
as minhas ausências, minhas aflições,
e entender que o meu esforço
é por vocês também!

Aos meus pais, **Renato** e **Ana Cristina**, e aos meus irmãos,
Tereza Cristina e **Renato Filho**, pelos ensinamentos e
valores que são a base da minha formação.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, Professor Doutor **Gilberto Müller Arcari**, por sua competência, serenidade, objetividade e, principalmente, pela confiança em mim depositada durante o desenvolvimento desta dissertação.

Ao meu co-orientador, Professor Doutor **Sylvio Monteiro Junior**, pelo carisma, pelos ensinamentos didáticos e profissionais.

Ao Professor Doutor **Luiz Narciso Baratieri**, por iluminar o meu caminho, transformar meus fracassos em sucessos e ser o meu maior exemplo de competência, determinação, objetividade, inteligência e sucesso. Por todas as oportunidades e por acreditar em mim. Muito obrigado por ser o mentor e, especialmente, por viabilizar a execução desta dissertação.

À minha amiga e colega no Departamento de Prótese Restauradora da Universidade Federal de Alfenas professora **Maira Forestti Vieira Munhoz**, pela inteligência, simpatia, competência, abnegação e empenho em propiciar-me condições para a realização desta pós-graduação. Você é umas das pessoas que fizeram a diferença na minha vida. Muito obrigado!

Ao Professor Doutor **Luiz Clovis Cardoso Vieira**, especialmente por sua espontaneidade, mas também por sua inteligência e pontualidade em aplicar palavras certas nos momentos certos.

Aos Professores Doutor **Mauro Amaral Caldeira de Andrada**, Doutor **Élito Araújo**, Doutor **Hamilton Maia**, **Cléo Nunes de Souza**, **Cezar Alves de Andrade** e Doutor **Alfredo Meyer Filho**, por toda a atenção, aconselhamento científico e carinho para conosco.

À Professora Doutora **Renata Gondo**, pelos ensinamentos, atenção e ajuda no Cerec 3.

Ao Professor Doutor **Edson Medeiros de Araújo Junior**, por toda a atenção, apoio, incentivo e amizade, e pelas palavras certas nas horas certas. Agradeço ainda pelas idéias e contribuições que engrandeceram este trabalho.

Ao Professor Doutor **Guilherme Carpena Lopes**, pela capacitação científica e pelas oportunidades no desenvolvimento de pesquisas.

À Professora Doutora **Mirian Marly Becker**, por toda preocupação, carinho e amizade.

À **Ivoclar Vivadent**, em especial ao amigo **Herbert Mendes**, pelo material fornecido e por toda a infra-estrutura disponibilizada. À cirurgiã-dentista **Camila Madruga** e ao técnico em prótese dentária **Adriano Covelli**, por toda a assistência, suporte técnico e pelas restaurações cerâmicas confeccionadas com os sistemas CAD/CAM.

Ao exímio **José Carlos Romanini**, pela confecção das excepcionais restaurações cerâmicas, pelos ensinamentos e, principalmente, por aumentar a minha lista de grandes amigos. Através de suas mãos habilidosas, seu trabalho ficará para sempre registrado nesta dissertação como prova de sua competência e da nossa amizade.

A todos os meus colegas do mestrado, **Lívia, Neimar, Sheila, Juan Carlos, Silvana, Renan, Júnio, Max, Eduardo** e **Luana**, cada um a seu modo, por terem me ensinado a ver o curso e a vida de uma maneira diferente. Vou sempre lembrar bem e com saudade dos bons momentos que passamos juntos. Em especial aos colegas **Lívia, Neimar, Sheila,**

Silvana e **Renan**, pelas assessorias, orientações, apoios e, principalmente, pela amizade.

Aos amigos e pós-graduandos do doutorado, em especial a **Beatriz, Fábio, Flávia, Jackeline, Jussara, Kazuza, Leandro, Letícia, Luciana, Luís, Mônica** e **Tiago**, pelos ensinamentos, pelos constantes auxílios e, em especial, a **Flávia**, por ter me emprestado o dispositivo de estabilização.

A **Dona Léia**, pela competência, seriedade e amizade.

Aos funcionários da Coordenadoria da Pós-Graduação, em especial à **Ana Maria Vieira Frondolozzo**, por toda a sua eficiência, presteza e carinho a mim dispensados.

A esta brilhante e uma das melhores instituições de pesquisa deste país, a **Universidade Federal de Santa Catarina**, por desempenhar tão bem sua essência de preparar cidadãos com capacidade analítica e crítica.

Ao **corpo docente do Programa de Pós-Graduação em Odontologia**, não só pelo sucesso na arte da docência, mas, principalmente, pela cordialidade e empenho em priorizar o ensino do raciocinar, do resgatar informação, do analisar, do criticar e do decidir.

Ao Magnífico Reitor da Universidade Federal de Alfenas, Professor Doutor **Antônio Martins Siqueira**, e ao vice-reitor, Professor Doutor **Roberto Martins Lourenço**, pela preocupação, amizade e diligência na viabilização do meu afastamento para cursar esta pós-graduação.

Aos meus **pares** no Departamento de Prótese Restauradora, que se empenharam na viabilização do meu afastamento para cursar esta pós-graduação.

À minha sogra, **Carmen Carreiro Cristobal Sampaio**, e ao meu sogro, **Reinaldo Rios Sampaio**, pela torcida e colaboração nos momentos de dificuldade.

À minha cunhada, **Amanda Cristobal Rios**, pela torcida e pela procura e envio de referências.

Ao, **Giovanni Secco**, pela competente revisão deste texto.

Acima de tudo agradeço a **Deus**, pela minha vida, meus filhos, minha esposa, meus familiares, meus amigos, meus professores, por tantas oportunidades, por esta dissertação... por tudo!

BARBOSA, Marcelo Taveira. **Avaliação *in vitro* da adaptação marginal e interna de coroas cerâmicas confeccionadas com sistemas injetável e CAD/CAM.** 2008. 168 f. Dissertação (Mestrado em Dentística) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

RESUMO

O objetivo deste estudo *in vitro* foi avaliar a adaptação marginal e interna de coroas cerâmicas confeccionadas com três sistemas cerâmicos. Dez molares humanos receberam preparo para coroa total. Para cada molar foram confeccionadas três diferentes coroas cerâmicas, uma coroa cerâmica obtida com a fresagem de blocos de ProCAD pelo sistema CAD/CAM Cerec 3, uma pelo sistema CAD/CAM Cerec in-Lab com infra-estruturas cerâmicas obtidas com a fresagem de blocos de IPS e.max ZirCAD e cobertura de IPS e.max Ceram, e uma pelo sistema injetável com infra-estrutura de IPS Empress 2 e cobertura com cerâmica IPS e.max Ceram. Antes do ajuste interno, foi realizada a avaliação da adaptação marginal com a mensuração da discrepância marginal absoluta de réplicas de resina epóxica das faces vestibular, lingual, mesial e distal por meio de microscópio eletrônico de varredura (MEV). Após o ajuste interno, novas réplicas foram realizadas para as mensurações da discrepância marginal absoluta. A diferença entre essas mensurações permitiu determinar a influência do ajuste interno. A avaliação da adaptação interna foi avaliada com a simulação de cimentação com um silicone de adição. As réplicas internas foram seccionadas nos sentidos méso-distal e vestibulolingual. Em cada plano foram realizadas 12 mensurações da espessura de película de silicone, totalizando 24 mensurações por coroa. O teste de Wilcoxon pareado (*Wilcoxon sign rank test*) foi aplicado para as comparações entre os grupos. Os valores médios e o desvio padrão das discrepâncias marginais absolutas das coroas após o ajuste interno foram de $77,0 \mu\text{m} \pm 13,7 \mu\text{m}$ para o grupo Cerec 3, de $60,8 \mu\text{m} \pm 19,8 \mu\text{m}$ para o grupo Cerec in-Lab e de $58,4 \mu\text{m} \pm 18,2 \mu\text{m}$ para o grupo injetável. Entretanto, não houve diferença estatística significativa entre os grupos. Os valores médios e os desvios padrão da espessura de película na cervical foram de $52,3 \mu\text{m} \pm 17,1 \mu\text{m}$ para o grupo injetável, de $58,1 \mu\text{m} \pm 15,7 \mu\text{m}$ para o grupo Cerec in-Lab e de $62,8 \mu\text{m} \pm 10,1 \mu\text{m}$ para o grupo Cerec 3. O ajuste interno das coroas diminuiu em 36,6% os valores médios de adaptação externa de todos os grupos, quando foi repetido por duas vezes. Após o ajuste interno, todas as coroas cerâmicas apresentaram valores de discrepância marginal absoluta inferiores a $120 \mu\text{m}$, considerados clinicamente aceitáveis.

Palavras-chave: Sistemas cerâmicos. Adaptação marginal. Cerec. Microscopia eletrônica de varredura.

BARBOSA, Marcelo Taveira. **In vitro evaluation of marginal and internal fit of pressable and CAD/CAM all-ceramic systems.** 2008. 168 f. Dissertação (Mestrado em Dentística) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

ABSTRACT

The aim of this in vitro study was to evaluate the marginal and internal fit of three different all-ceramic systems. Ten extracted human molars were prepared for full-crowns. Three crowns were fabricated for each tooth using the following ceramic systems: ProCAD (CEREC 3, CAD/CAM), IPS e.max ZirCAD/IPS e.max Ceram (CEREC in-Lab, CAD/CAM), and IPS Empress 2/ IPS e.max Ceram (stratified technique). Before the adjustment of the intaglio surfaces, SEM micrographs of epoxy resin replicas were obtained to measure the absolute marginal discrepancy of the buccal, lingual, mesial, and distal surfaces. After the adjustment of the intaglio surfaces, new replicas were obtained for new measurements of the absolute marginal discrepancy. The difference between the measurements revealed the influence of the internal adjustment. The evaluation of the internal fit was made using a polyvinylsiloxane material specially designed for this purpose, simulating the luting procedure. All PVS replicas of the intaglio surfaces were sectioned mesiodistally and buccolingually. Twelve measurements of PVS film thickness were made in plane, i.e., 24 measurements per restoration. The results have shown that the internal adjustment decreased significantly the absolute marginal discrepancy of the crowns ($77.0 \pm 13.7 \mu\text{m}$ for Cerec 3; $60.8 \pm 19.8 \mu\text{m}$ for Cerec In-Lab, and $58.4 \pm 18.2 \mu\text{m}$ for the injectable system). However, no significant differences were found between groups (*Wilcoxon sign rank test*). The lowest values of film thickness were observed in the gingival ($62.8 \pm 10.1 \mu\text{m}$ for Cerec 3; $58.1 \pm 15.7 \mu\text{m}$ for Cerec in-Lab, and $52.3 \pm 17.1 \mu\text{m}$ for the injectable ceramic). The internal adjustment of crowns decreased the mean values of external adaptation by 36.6% for all groups, when it was repeated twice. All ceramic crowns presented absolute marginal discrepancy lower than $120 \mu\text{m}$, which were considered clinically acceptable values.

Key-words: Ceramics. Marginal adaptation. Cerec. Microscopy Electron Scanning.

LISTA DE FIGURAS

Figura	Legenda	Pág.
Figura 1	Visualização dos dentes utilizados na pesquisa.	78
Figura 2	Peças plásticas para a inclusão dos dentes.	79
Figura 3	A. Vista lateral do delineador utilizado para a inclusão dos dentes perpendiculares à base da peça plástica; B. Vista frontal do delineador com parte da raiz dental posicionada no interior da peça plástica; C. Manipulação da resina epóxica; e D. Vazamento da resina epóxica no interior da peça plástica.	80
Figura 4	Dentes incluídos em resina epóxica nas peças plásticas.	81
Figura 5	Aspecto do dente e troquel "B" com suas respectivas guias de silicone utilizadas para orientação do desgaste durante a confecção dos preparos cavitários.	81
Figura 6	Pontas diamantadas troncocônicas de extremo arredondado de diferentes granulações, utilizadas para o preparo dos dentes. A – 4137; B – 4137F e C – 4137FF.	83
Figura 7	Ponta posicionada para a confecção do sulco de orientação axial no terço cervical.	84
Figura 8	Vista vestibular do dente e da ponta diamantada.	84
Figura 9	Vista oclusal do dente com os sulcos de orientações axiais do terço cervical.	84
Figura 10	Sulcos de orientações axiais em duas inclinações.	84
Figura 11	Sulcos de orientações axiais e oclusais.	84
Figura 12	Desgaste da face proximal mesial.	84
Figura 13	Acabamento com a ponta com diamantes de granulação fina.	84
Figura 14	O polimento foi realizado com uma ponta de borracha abrasiva pré-contornada.	84

Figura 15	Vista oclusal do preparo para coroa total cerâmica finalizado.	84
Figura 16	Visualização de um dos preparos e sua respectiva guia posicionada com as medidas padronizadas de desgaste.	85
Figura 17	Bloco cerâmico ProCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) utilizado para a confecção das restaurações cerâmicas do grupo Cerec 3.	87
Figura 18	Visão do sistema Cerec com suas unidades de captura de imagem, computador e fresagem.	87
Figura 19	Os dentes "C" e "J", assim como os demais, foram impregnados com o pó de dióxido de titânio IPS Contrast Spray Labside (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).	88
Figura 20	Vista lateral superior da ponta de leitura do escâner óptico topográfico posicionado acima do dente para a captura da imagem do preparo impregnado com óxido de titânio.	89
Figura 21	Seleção da imagem e informações do paciente, dentista, data do escaneamento e referência.	90
Figura 22	Seleção da localização do dente e tipo de restauração.	90
Figura 23	Seleção dos espaçamentos proximais e interno.	90
Figura 24	Recorte digital do troquel.	90
Figura 25	Demarcação do término cervical.	90
Figura 26	Visualização do término cervical.	90
Figura 27	Seleção do tipo de anatomia oclusal a ser confeccionada.	91
Figura 28	Visualização tridimensional das linhas de contorno da restauração.	91
Figura 29	Visualização tridimensional prévia dos contornos da restauração.	91

Figura 30	Pequenos ajustes no contorno foram realizados com diferentes ferramentas do software.	91
Figura 31	Visualização tridimensional da restauração após os ajustes de contorno.	91
Figura 32	Visualização da fresagem da superfície interna com a ponta diamantada cilíndrica de extremo reto (1,6 mm).	91
Figura 33	Visualização da fresagem da superfície interna com a ponta diamantada de extremo afilado (1,2 mm).	92
Figura 34	Seleção da face vestibular para a localização do <i>sprue</i> .	92
Figura 35	Fixação do bloco ProCAD na fresadora Cerec Scan.	92
Figura 36	Pontas diamantadas utilizadas pela Cerec Scan.	93
Figura 37	Fresagem parcialmente concluída de uma das coroas na unidade Cerec Scan.	93
Figura 38	A. Restauração cerâmica após a fresagem com o sistema Cerec 3; B. A mesma coroa com acabamento, polimento e sem ajuste interno.	93
Figura 39	Blocos de óxido de zircônia utilizados para a obtenção das infra-estruturas do grupo sistema Cerec in-Lab.	94
Figura 40	A moldagem do preparo dental foi iniciada com a aplicação do silicone de consistência leve no término cervical.	95
Figura 41	Simultaneamente à aplicação do silicone de consistência leve, foi inserido o de consistência pesada, acondicionado em outra peça plástica.	95
Figura 42	Molde obtido pela técnica simultânea.	96
Figura 43	Gesso especial utilizado para a confecção dos modelos.	96
Figura 44	Modelo de gesso troquelado.	96
Figura 45	Escâner inEos e base rotativa com troquel posicionado antes da aplicação do spray de dióxido de titânio e do	98

	início da captura de imagem.	
Figura 46	Visão do bloco IPS e.max ZirCAD fresado a ser reduzido de tamanho em 20% pela sinterização, sobre troquel de gesso.	99
Figura 47	Forno Vita ZYrcomat, utilizado para a sinterização das coroas de IPS e.max ZirCAD.	100
Figura 48	Para a sinterização, as infra-estruturas foram dispostas sobre pérolas cerâmicas no forno Vita ZYrcomat.	100
Figura 49	Infra-estrutura de IPS e.max ZirCAD sinterizada e adaptada sobre seu respectivo troquel.	101
Figura 50	Cada infra-estrutura de IPS e.max ZirCAD recebeu a aplicação de um agente de união.	102
Figura 51	O agente de união IPS e.max Zirliner foi aplicado em toda a superfície externa da infra-estrutura.	102
Figura 52	Fechamento e elevação da temperatura.	102
Figura 53	Abertura programada do forno após a queima.	102
Figura 54	Infra-estrutura após a queima do agente de união.	103
Figura 55	Aplicação da cerâmica IPS e.max Ceram correspondente à dentina.	103
Figura 56	Aplicação da cerâmica IPS e.max Ceram de cor laranja na superfície oclusal.	103
Figura 57	Aplicação da cerâmica IPS e.max Ceram transparente correspondente ao esmalte.	104
Figura 58	Visualização do restabelecimento da anatomia dental.	104
Figura 59	Visualização da coroa imediatamente após a queima das cerâmicas de cobertura.	104
Figura 60	Coroa cerâmica de infra-estrutura de IPS e.max ZirCAD e cobertura de IPS e.max Ceram finalizada.	104
Figura 61	Cada troquel recebeu uma camada do isolante Slick Fit (Talladium do Brasil, Curitiba, PR, Brasil).	106

Figura 62	Aplicação do espaçador Die Spacer (Talladium do Brasil, Curitiba, PR, Brasil) sobre o preparo de um troquel.	106
Figura 63	Troquel com o enceramento.	106
Figura 64	O selamento cervical com cera vermelha e o conduto de alimentação em cera azul.	106
Figura 65	Aplicação do lubrificante com pincel descartável.	107
Figura 66	Vista superior do anel de borracha inserido e fixado sobre a base.	107
Figura 67	Após 60 minutos no forno, pastilha de IPS Empress 2 e o êmbolo cerâmico de óxido de alumínio foram introduzidos no cadinho.	108
Figura 68	Para a desinclusão, o cilindro de revestimento foi seccionado no centro com um disco de carborundum.	109
Figura 69	A remoção do revestimento ao redor da peça cerâmica foi realizada com o jateamento de partículas de óxido de alumínio.	109
Figura 70	Peça cerâmica ainda com o <i>sprue</i> .	110
Figura 71	Um disco diamantado foi utilizado para separar a peça cerâmica do <i>sprue</i> .	110
Figura 72	Ajuste no contorno com ponta diamantada.	111
Figura 73	Polimento com disco de borracha impregnada com diamante.	111
Figura 74	A escultura oclusal foi definida com brocas multilaminadas.	111
Figura 75	Aspecto final da restauração após a queima das cerâmicas de caracterização e do <i>glaze</i> .	112
Figura 76	Dispositivo confeccionado para estabilização das peças plásticas (Monta Tudo, Elka Plásticos Ltda., São Paulo, SP, Brasil).	114
Figura 77	Vista de uma peça plástica estabilizada no dispositivo	114

	com a orientação da localização dos quatro pontos de referência no dente.	
Figura 78	Para a marcação do ponto de referência, foi utilizado um motor elétrico acoplado a um delineador.	114
Figura 79	Vista da peça plástica com o dispositivo estabilizador e o posicionador de troquel.	114
Figura 80	Execução do ponto de referência, orientada pelo centro da peça plástica.	114
Figura 81	Em maior aproximação, as margens e o ponto de referência ficaram pouco visíveis.	116
Figura 82	As margens ficaram pouco nítidas com imagem obtida com estereomicroscópio com 50x de aumento.	116
Figura 83	Fotomicrografia mostrando o ponto de referência e as margens entre o preparo e a coroa. Note a nitidez da imagem obtida pelo MEV com aumento de 55x, realizada com o propósito de calibração.	116
Figura 84	Foi utilizado o dispositivo de estabilização proposto por Delbons (2007) para manter a coroa assentada a seu respectivo dente com preparo.	117
Figura 85	Vista do seccionamento das peças plásticas.	119
Figura 86	Identificação para grupo (E), dente (J) e face (V) a ser moldada.	119
Figura 87	Primeira moldagem com o silicone de adição de consistência pesada.	119
Figura 88	Remoção de excessos e alívio no silicone de adição.	119
Figura 89	Vista do molde com alívio.	119
Figura 90	Silicone de adição de consistência leve Fit Tester.	119
Figura 91	Segunda moldagem com o silicone de adição específico.	120
Figura 92	Vista do molde concluído.	120

Figura 93	Uma fita adesiva foi utilizada para envolver cada espécime antes do vazamento.	120
Figura 94	A resina epóxica foi vazada por gotejamento em cada espécime.	121
Figura 95	Cada réplica de resina epóxica foi devidamente identificada de acordo com cada grupo (Z), dente (E) e face (d).	122
Figura 96	Vista de réplica após a metalização com a identificação, o orifício de orientação e o término cervical nítidos.	122
Figura 97	Vista das 40 réplicas metalizadas para o grupo Cerec 3, 40 para o grupo Cerec in-Lab e mais 40 para o grupo injetável antes do ajuste interno.	122
Figura 98	Fotomicrografia da discrepância marginal entre o dente "C" e sua respectiva coroa, confeccionada pelo sistema Cerec 3 na face lingual sem ajuste interno (aumento: 55x).	123
Figura 99	Fotomicrografia da discrepância marginal entre o dente "E" e sua respectiva coroa, confeccionada pelo sistema Cerec in-Lab na face mesial sem ajuste interno (aumento: 55x).	123
Figura 100	Fotomicrografia da discrepância marginal entre o dente "J" e sua respectiva coroa, confeccionada pelo sistema injetável na face vestibular sem ajuste interno (aumento: 55x).	123
Figura 101	Visão de uma coroa com silicone assentada em seu respectivo dente pilar e mantida com pressão constante com o auxílio do dispositivo (DELBONS, 2007) até a completa polimerização do Fit Tester.	125
Figura 102	As áreas transparentes ou com descontinuidade da película de silicone correspondiam aos pontos internos	126

	com interferências, os quais foram evidenciados com um grafite.	
Figura 103	Película de silicone e ajuste interno da coroa com ponta diamantada esférica nas áreas com as interferências demarcadas.	126
Figura 104	Fotomicrografia da discrepância marginal entre o dente "C" e a coroa, confeccionada pelo sistema Cerec 3 na face lingual após ajuste interno (aumento de 55x).	127
Figura 105	Fotomicrografia de discrepância marginal entre o dente "E" e a coroa, confeccionada pelo sistema Cerec in-Lab na face mesial após ajuste interno (aumento: 55x).	127
Figura 106	Fotomicrografia da discrepância marginal entre o dente "J" e a coroa, confeccionada pelo sistema injetável na face vestibular após ajuste interno (aumento: 55x).	127
Figura 107	Para a simulação da cimentação, cada coroa foi assentada sobre seu respectivo dente e mantida com carga constante de 2 kg por 3 min.	129
Figura 108	Após a polimerização do silicone de adição, o excesso do Fit Tester foi cuidadosamente cortado com uma lâmina de bisturi nº 15.	129
Figura 109	O silicone de adição leve Adsil de cor verde foi aplicado inicialmente em todo o término cervical.	131
Figura 110	A aplicação continuou até cobrir toda a película do silicone de cor branca (Fit Tester).	131
Figura 111	Simultaneamente, uma peça plástica repleta de silicone verde foi vertida e alinhada à peça plástica contendo dente, película de Fit Tester e silicone verde.	131
Figura 112	Vista da película de silicone Fit Tester capturada com	131

	o silicone verde juntamente com a peça plástica.	
Figura 113	Injeção do mesmo silicone verde no interior da película.	132
Figura 114	A peça e o silicone verde foram vertidos e mantidos em posição sobre uma placa de vidro, até a completa polimerização do silicone injetado por último.	132
Figura 115	Seccionamento das peças plásticas e silicone nos sentidos méso-distal e vestibulolingual.	132
Figura 116	Os cortes da réplica externa seguiram a fenda do dispositivo estabilizador e consequentemente, os pontos de referência para mensuração da adaptação marginal.	132
Figura 117	Vista de réplica seccionada, dispositivo estabilizador e porta-lâmina de bisturi (nº 22).	133
Figura 118	Réplicas internas do dente “E” com as coroas confeccionadas com o sistema Cerec 3, Cerec in-Lab e injetável correspondente à face mesial.	133
Figura 119	Secção vestibulolingual e os 12 diferentes locais selecionados para as mensurações.	135
Figura 120	Visando avaliar em conjunto os valores da discrepância marginal em cada região da coroa, foram calculadas as médias dos valores obtidos nas faces vestibular, lingual, mesial e distal para cada local de mensuração.	142

LISTA DE TABELAS

Tabela	Legenda	Pág.
Tabela 1	Valores em micrômetros (μm) de mensurações da discrepância marginal absoluta nas faces vestibular, lingual, mesial e distal das coroas Cerec 3/ProCAD.	136
Tabela 2	Valores em micrômetros (μm) de mensurações da discrepância marginal absoluta nas faces vestibular, lingual, mesial e distal das coroas Cerec in-Lab – IPS e.max ZirCAD/IPS e.max Ceram.	137
Tabela 3	Valores em micrômetros (μm) de mensurações da discrepância marginal absoluta nas faces vestibular, lingual, mesial e distal das coroas injetáveis IPS Empress 2/IPS e.max Ceram.	137
Tabela 4	Valores em micrômetros (μm) de mensurações da discrepância marginal absoluta nas faces vestibular, lingual, mesial e distal das coroas Cerec 3/ProCAD após o ajuste.	138
Tabela 5	Valores em micrômetros (μm) de mensurações da discrepância marginal absoluta nas faces vestibular, lingual, mesial e distal das coroas Cerec in-Lab – IPS e.max ZirCAD/IPS e.max Ceram após o ajuste.	139
Tabela 6	Valores em micrômetros (μm) de mensurações da discrepância marginal absoluta nas faces vestibular, lingual, mesial e distal das coroas injetáveis IPS Empress 2/IPS e.max Ceram após o ajuste.	139
Tabela 7	Medidas da tendência central e dispersão dos valores da adaptação marginal em micrômetros (μm), nos três grupos avaliados, considerando-se as médias das 4 faces ($n = 10$).	140
Tabela 8	Medidas da tendência central e dispersão dos valores da	143

	adaptação interna através da mensuração da espessura de película em micrômetros, nos três grupos avaliados (n = 10).	
Tabela 9	Medidas da tendência central e dispersão dos valores médios da adaptação interna através da mensuração da espessura de película em micrômetros (μm), nos três grupos avaliados (n = 10).	145

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico	Legenda	Página
Gráfico 1	Gráfico com os valores médios em micrômetros (μm) de discrepância marginal absoluta das coroas dos grupos Injetável, Cerec in-Lab e Cerec 3 antes e após ajuste interno.	141
Gráfico 2	Gráfico com as porcentagens de diminuição da discrepância marginal absoluta das coroas dos grupos Injetável, Cerec in-Lab e Cerec 3 após ajuste interno.	141
Gráfico 3	Gráfico com os valores médios em micrômetros (μm) da espessura de película mensurados nos diferentes locais para os grupos Injetável, Cerec in-Lab e Cerec 3 após ajuste interno.	144
Gráfico 4	Gráfico <i>box-plot</i> com os valores médios da adaptação interna (mensuração da espessura de película) em todos os locais para os grupos Injetável, Cerec in-Lab e Cerec 3 após ajuste interno.	145

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

°C	- Graus centígrados
CAD/CAM	- <i>Computer-aided design/Computer aided manufacturing</i>
Cerec	- <i>Ceramic Reconstruction</i>
DDR	- <i>Double Data Rate</i>
F	- Força
GB	- Gigabytes
h	- Hora(s)
HD	- <i>Hard Disk</i> – Disco Rígido
Hz	- Hertz
kg	- Quilogramas
kgf	- Quilogramas-força
lb	- Libras
MB	- Megabytes
MEV	- Microscópio Eletrônico de Varredura
MHz	- Megahertz
min	- Minuto(s)
mm	- Milímetros
N	- Newtons
n	- Número de amostras/espécimes
n°	- Número
RAM	- <i>Random Access Memory</i> – Memória de acesso aleatório
Ref.	- Referência
s	- Segundo(s)
USPHS	- <i>United States Public Health Service</i>
W	- Watt
µm	- Micrômetro(s)

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	27
2 REVISÃO DA LITERATURA	30
3 PROPOSIÇÃO	77
4 MATERIAL E MÉTODOS	78
4.1 Obtenção e Seleção dos Dentes	78
4.2 Inclusão dos Dentes	79
4.3 Preparos Dentais	81
4.4 Divisão dos Grupos	85
4.5 Confecção das Coroas Cerâmicas	86
4.5.1 Confecção das Coroas do Sistema Cerec 3	86
4.5.2 Confecção das Coroas do Sistema Cerec in-Lab	94
4.5.3 Confecção das Coroas do Sistema Injetável	104
4.6 Avaliação da Adaptação Marginal e Interna	112
4.6.1 Avaliação da Adaptação Marginal sem Ajuste Interno	117
4.6.2 Ajuste Interno das Coroas Cerâmicas	124
4.6.3 Avaliação da Adaptação Marginal com Ajuste Interno	125
4.6.4 Avaliação da Adaptação Interna	128
4.6.4.1 Obtenção da Película de Silicone	128
4.6.4.2 Captura da Película de Silicone	129
4.6.4.3 Mensuração da Espessura de Película	134
4.7 Análise dos Resultados	135
5 RESULTADOS	136
5.1 Análise da Adaptação Marginal sem Ajuste	136
5.2 Análise da Adaptação Marginal com Ajuste	138
5.3 Influência do Ajuste Interno	140
5.4 Análise da Adaptação Interna	142

6 DISCUSSÃO	146
7 CONCLUSÕES	158
8 REFERÊNCIAS	159
9 ANEXOS	167

1 INTRODUÇÃO

Nos dias atuais, o anseio por restaurações dentais que restabeleçam simultaneamente a estética e a função é muito grande. Nesse sentido, as cerâmicas de uso odontológico, livres de metal, têm se constituído numa excepcional escolha (MAGNE; BELSER, 2003; RITTER; BARATIERI, 1999), principalmente após o desenvolvimento da técnica da cimentação adesiva (MEYER FILHO et al., 2003, 2004).

Para que as restaurações cerâmicas sejam duradouras, elas precisam adaptar-se bem à estrutura dental remanescente, pois uma adaptação marginal deficiente favorece o acúmulo de placa bacteriana, o que pode desencadear um processo inflamatório periodontal, aumentando as chances de dissolução do cimento, de microinfiltração e de instalação de um processo carioso (FELTON et al., 1991; HUNTER; HUNTER, 1990; SORENSEN, 1989). Os cimentos resinosos, por sua vez, mesmo não sendo tão susceptíveis à dissolução, não são completamente resistentes ao desgaste, mesmo em discrepâncias marginais consideradas menores que as clinicamente aceitáveis (KAWAI; ISENBURG; LEINFELDER, 1994).

Sob o ponto de vista clínico, margens perfeitas são difíceis de ser obtidas (SORENSEN, 1989). Portanto, para que haja maior longevidade das restaurações cerâmicas, é importante que se determinem os valores máximos clinicamente aceitáveis de desadaptação marginal (BOENING et al., 2000; HOLMES et al., 1992; LEINFELDER; ISENBURG; ESSIG, 1989; McLEAN; VON FRAUNHOFER, 1971; MOLIN; KARLSSON; KRISTIANSEN, 1996).

Além das etapas clínica e laboratorial, os valores de desadaptação podem ainda variar de acordo com cada sistema cerâmico empregado. Existe à disposição do clínico uma diversidade de sistemas cerâmicos, cada qual com suas particularidades em termos de composição e protocolo clínico e laboratorial a ser seguido. Nesse sentido, a questão

está em determinar qual ou quais deles propiciarão restaurações bem adaptadas, para, conseqüentemente, interferir positivamente na longevidade clínica da restauração cerâmica.

Entre os diferentes sistemas cerâmicos, o sistema Cerec, baseado na tecnologia CAD/CAM, foi desenvolvido em 1984. Todavia, somente no ano 2000 alcançou sua terceira geração. Além da rapidez do procedimento restaurador, esse sistema propicia a obtenção de restaurações indiretas com pouca ou nenhuma necessidade de serviços laboratoriais. Os ótimos resultados clínicos desse sistema são comprovados por estudos de avaliações clínicas de três anos (REICH et al., 2004), cinco anos (BINDL; MÖRMANN, 2003; MÖRMANN; KREJCI, 1992), dez anos (OTTO; DE NISCO, 2002; SJÖGREN; MOLIN; VAN DIJKEN, 2004) e até dezoito anos (REISS, 2006). Esse sistema pode obter as imagens com a câmera intra-oral diretamente nos dentes ou com modelos de gesso (LUTHARDT et al., 2004). Recentemente, o sistema foi aprimorado com o Cerec in-Lab, e uma nova escaneadora extra-oral inEos foi desenvolvida para a obtenção de imagens a partir de modelos de gesso (DELBONS, 2007; GIORDANO, 2006, RUDOLPH, LUTHARDT; WALTER, 2007). Essa variabilidade na obtenção de imagens e sua influência na adaptação marginal são questões relativamente novas e ainda pouco estudadas.

O sistema injetável, por sua vez, é um dos mais estudados e utilizados para a confecção de restaurações anteriores e posteriores sem metal. Para a obtenção dessas restaurações, pastilhas de cerâmica geralmente constituídas com cristais de dissilicato de lítio são injetadas a certa temperatura e sob pressão controlada num molde de revestimento especial (BINDL; MÖRMANN, 2005; DELBONS, 2007; QUINTAS; OLIVEIRA; BOTTINO, 2004; YEO; YANG; LEE, 2003). Entre os sistemas cerâmicos, o IPS Empress 2 permite a confecção da restauração ou a confecção de infra-estrutura que irá receber a cobertura de outro material cerâmico pela técnica estratificada (BESCHNIDT; STRUB, 1999).

O presente estudo teve como objetivo avaliar as adaptações marginal e interna de coroas totais cerâmicas para dentes posteriores, confeccionadas com os sistemas Cerec, Cerec in-Lab e um sistema injetável, mediante as técnicas das réplicas interna e externa e da posterior mensuração da interface dente/cerâmica com o microscópio eletrônico de varredura e o óptico.

2 REVISÃO DA LITERATURA

McLean e Von Fraunhofer (1971) avaliaram, com a técnica da réplica, a discrepância marginal e interna de restaurações inlays de ouro, coroas totais de ouro, coroas metalocerâmicas e coroas parciais de cerâmica aluminizada. A seleção dos dentes foi realizada com exame radiográfico e com exame clínico exploratório. Após a confecção das restaurações indiretas, foi realizada a técnica da réplica, com o objetivo de avaliar a adaptação marginal entre as restaurações indiretas e seus respectivos dentes. Para isso, um material de moldagem à base de poliéter foi inserido dentro de cada coroa, e esta foi assentada sobre seus respectivos dentes e mantida sob pressão por 2 min. Após 6 min, removeu-se a restauração indireta do dente. Geralmente a película de poliéter ficava aderida à restauração, com exceção das coroas jaquetas de cerâmica aluminizada. Após a remoção da restauração, foi aplicada uma resina sobre a película de poliéter, com o intuito de proporcionar a estabilização desta. Em seguida, foi removida a amostra poliéter/resina e nova camada de resina foi aplicada para complementar a estabilização. As amostras foram seccionadas no sentido méso-distal com um disco montado em baixa rotação e avaliadas com microscópio óptico (25x). Os resultados encontrados apresentaram médias de discrepância nas paredes axiais e oclusal de $105,3 \mu\text{m} \pm 71,9 \mu\text{m}$ e de $142,0 \mu\text{m} \pm 94,6 \mu\text{m}$, respectivamente, para as inlays MOD. Para as inlays denominadas classe II, as médias foram de $49,5 \mu\text{m} \pm 28,1 \mu\text{m}$ na axial e de $99,5 \mu\text{m} \pm 73,1 \mu\text{m}$ na oclusal. As coroas metalocerâmicas apresentaram médias de discrepância nas paredes axiais e oclusal de $75,4 \mu\text{m} \pm 38,0 \mu\text{m}$ e de $138,6 \mu\text{m} \pm 61,9 \mu\text{m}$ respectivamente. Para as coroas de porcelana aluminizada, as médias de discrepância nas paredes axiais e oclusal foram de $92,9 \mu\text{m} \pm 53,1 \mu\text{m}$ e de $112,3 \mu\text{m} \pm 66,4 \mu\text{m}$ respectivamente. Não houve diferenças significativas entre os valores das espessuras de película nas distintas restaurações indiretas avaliadas.

Entretanto, os autores relataram que, com base em um estudo clínico por mais de cinco anos, com 1.000 restaurações indiretas, foi observado que as fendas marginais menores de 120 μ m propiciavam restaurações mais satisfatórias.

O efeito da variação no ângulo de convergência do preparo na espessura da película de cimento foi estudado por Dimashkieh, Davies e Von Fraunhofer (1974). Para isso, foram confeccionados três troquéis diferentes, com ângulos de convergência de 2°, 5° e 10°. As coroas foram obtidas por eletrodeposição de cobre, e metade delas apresentava perfuração na face correspondente à oclusal, com 0,686 mm de diâmetro. As coroas foram cimentadas com fosfato de zinco, com carga de 9 kgf, padronizada por uma máquina de teste universal Instron. As coroas cimentadas, com seus respectivos troquéis, foram incluídas e, em seguida, seccionadas. A mensuração da película foi realizada nos ângulos ocluso-axiais, no terço médio da parede axial e no terço gengival. Houve diferenças estatísticas significativas entre as coroas com ângulos de convergência de 2° e 10°. A maior espessura do cimento foi encontrada nos ângulos ocluso-axiais. Quanto menor o ângulo de convergência do troquel, maior foi a espessura do cimento observada. As menores espessuras de cimento foram encontradas nas coroas com perfuração oclusal.

A espessura de película de diferentes agentes cimentantes foi avaliada por Hembree Jr, George e Hembree (1978). Para isso, foram confeccionados 145 troquéis e coroas em resina acrílica autopolimerizável. Cinco espécimes foram seccionados antes da cimentação, para avaliar a adaptação interna. Setenta coroas sem perfuração e mais 70 com perfuração foram divididas aleatoriamente e fixadas com cimento de fosfato de zinco, cimento de silicofosfato de zinco, cimento resinoso, cimento de policarboxilato e dois cimentos de óxido de zinco e eugenol reforçado. As coroas foram cimentadas com carga constante de aproximadamente 9 kg por 10 min. Os espécimes foram incluídos em gesso tipo III e, em seguida, seccionados. A

espessura da película dos cimentos foi mensurada com o auxílio de um estereomicroscópio. Essa espessura apresentou maiores valores na face oclusal que nas faces axiais. Geralmente as coroas com perfuração apresentaram menores valores de espessura de cimento quando comparadas às coroas sem perfuração. Os cimentos de óxido de zinco e eugenol reforçado e de silicofosfato de zinco não foram recomendados para cimentação.

Uma nova técnica de realização de ajuste interno de restaurações indiretas com materiais de moldagem como o silicone foi proposta por Arakelian (1982). O autor recomendou a cimentação de restaurações indiretas com um material de moldagem à base de silicone. Após a polimerização do material de moldagem, a restauração foi retirada do dente. A observação dos pontos de descontinuidade ou mesmo de espessura demasiadamente fina da película de silicone permite identificar as áreas de interferências e assim facilitar a remoção deles com instrumento rotatório. Os autores concluíram que as margens são raramente alteradas com essa técnica, mas o interior da restauração indireta é modificado, o que facilita o completo assentamento e a integridade marginal.

Para avaliar *in vitro* a percepção tátil durante o exame da discrepância marginal, Dedmon (1982) desenvolveu um dispositivo que permitia variar a discrepância horizontal e a vertical. Seis examinadores com mais de cinco anos de experiência, utilizando um instrumento explorador, detectavam e estimavam a discrepância marginal. Para isso, os examinadores, de olhos fechados, avaliaram por cinco vezes cada valor de discrepância horizontal e outras cinco vezes para a discrepância vertical. Os valores partiram de zero e aumentaram progressivamente até o examinador estimar a discrepância máxima aceitável. A média dos valores de discrepância vertical máxima aceitável pelos examinadores foi de 114 μm , e a de discrepância horizontal ou sobrecontorno máximo aceitável foi de 93 μm . Houve discordância tanto entre os examinadores quanto entre os valores encontrados por um mesmo examinador.

Rissin e Wetreich (1983) descreveram a utilização de um silicone de condensação para avaliar a adaptação de restaurações indiretas. A cimentação com esse material de moldagem permitiu a identificação de possíveis interferências e a posterior remoção delas. O procedimento poderia ser repetido até a perfeita adaptação marginal da coroa ou da infra-estrutura ao dente. Permitiu, ainda, a avaliação da adaptação de próteses fixas.

Para avaliar os fatores que interferem na adaptação marginal de coroas totais, Kay, Jablonski e Dogon (1986) utilizaram um programa de computador desenvolvido e testado por um dos autores para determinar a influência de fatores como o término cervical, o valor de discrepância inicial e a força e o tempo de assentamento. Os autores puderam observar que os termos cervicais influenciaram na adaptação e que, quanto maior a força de assentamento, melhor foi a adaptação. Um valor de discrepância inicial de 15 μm com término em ombro promoveu melhor adaptação.

Kelly, Davis e Campbell (1989) avaliaram um teste de mapeamento fotométrico que preserva coroas e espécimes para a mensuração de discrepância marginal e interna. A reflexão de luz foi transmitida através de diferentes espessuras de material de moldagem. Para padronização, foram comparadas espessuras predefinidas de material de moldagem com a reflexão de luz emitida. Dez modelos de molar inferior foram obtidos com preparos para coroa total com término em ombro biselado. Dez coroas de ouro foram fabricadas e adaptadas sobre seus modelos com o material de moldagem interposto. Após a remoção das coroas, as réplicas obtidas foram mensuradas com microscópio óptico. O espaço interno foi fotometricamente mensurado em 45 locais por coroa. As coroas foram cimentadas com cimento de fosfato de zinco. Os espécimes foram incluídos em resina acrílica e, na sequência, seccionados. A mensuração da linha de cimento foi realizada em dez locais com microscópio óptico. Houve correlação entre o espaço mensurado

fotometricamente antes da cimentação e a espessura do cimento mensurada após a cimentação ($p < 0,001$). Os autores relataram que a técnica de reflexão é bem menos incômoda que remover pequenas porções de material de moldagem para se avaliar no microscópio óptico. Um experiente operador e um assistente de gravação podem mapear 45 pontos de uma coroa em 5 min.

Para comparar a adaptação marginal de coroas cerâmicas e metalocerâmicas, Abbate, Tjan e Fox (1989) confeccionaram dois diferentes preparos. Para as coroas metalocerâmicas convencionais e para as metalocerâmicas com bordo vestibular em cerâmica, os terminos dos preparos foram em bisel na vestibular e chanfro na lingual. Para as coroas cerâmicas Cerestore e Dicor (Dentsply), a vestibular recebeu término em forma de ombro e chanfro na lingual. Foram confeccionados 10 troquéis para cada grupo. As coroas foram cimentadas em seus respectivos análogos de resina composta com fosfato de zinco. Uma carga de 5 kgf foi mantida por 10 min. Os espécimes foram incluídos em resina epóxica e, posteriormente, seccionados no sentido vestibulolingual em dois cortes, obtendo-se, assim, três fatias. As mensurações foram realizadas com o auxílio de um microscópio com micrômetro digital, cujas imagens eram projetadas num televisor de alta resolução. A média da discrepância marginal das coroas Cerestore foi de 44,1 μm ; para as Dicor, de 65,3 μm ; para as metalocerâmicas com término em metal, de 60,6 μm ; e para as metalocerâmicas com término em cerâmica, de 57,0 μm . Os autores concluíram que todas as coroas apresentaram discrepância marginal comparável e aceitável.

Leinfelder, Isenberg e Essig (1989) relataram a nova tecnologia CAD/CAM (*Computer-Aided Design/Computer Aided Manufacturing*) identificada como Cerec (*Ceramic Reconstruction*) (Siemens). Descreveram as etapas para a obtenção da impressão óptica, a definição de margens e a fresagem de uma restauração cerâmica com discos diamantados. Avaliaram 150 restaurações confeccionadas na Universidade do Alabama e cimentadas adesivamente em pacientes

adultos. Ressaltaram que a adaptação marginal entre o dentes e as restaurações indiretas é condição bastante crítica. Em geral, a fenda marginal não deve exceder 100 μm , particularmente na superfície oclusal. Uma discrepância grande pode ocasionar manchamento marginal, microinfiltração, cáries secundárias e fratura marginal. Como um pixel corresponde a 55 μm , durante a definição das margens na imagem digitalizada, cuidado especial deve ser tomado no intuito de evitar sobreextensão ou subextensão.

Margens perfeitas são impossíveis, e bactérias colonizam todas as margens de restaurações indiretas, sejam de cerâmica ou de metal. Com base nessas premissas, Sorensen (1989) revisou o desenvolvimento de placa dental no entorno das margens de restaurações indiretas e o efeito da placa na saúde do tecido gengival. A rugosidade da superfície, a adaptação marginal e o contorno das restaurações indiretas são os fatores que interferem na acumulação da placa e, conseqüentemente, na saúde do tecido gengival. Quanto maiores forem a rugosidade, a discrepância marginal e o sobrecontorno ou infracontorno, maiores serão a acumulação de placa e a inflamação gengival.

Davis, Kelly e Campbell (1989) avaliaram a discrepância marginal e interna de restaurações indiretas de ouro em dentes de resina epóxica por meio da moldagem com um silicone de condensação. Um dente plástico removível semelhante ao primeiro molar superior recebeu preparo para coroa total com término em chanfro. O dente foi duplicado obtendo-se 18 modelos. Posteriormente, foram confeccionadas 9 restaurações indiretas de ouro para o grupo controle e mais 9 para o grupo experimental. Neste último, antes da mensuração da discrepância, as restaurações indiretas de ouro foram ajustadas internamente utilizando-se um silicone de condensação para guia do ajuste interno. As coroas foram cimentadas com silicone de condensação, e suas réplicas foram mensuradas com microscópio óptico. Todas as coroas foram, então, cimentadas com fosfato de zinco e incluídas em resina acrílica. Na seqüência, foram seccionadas em quatro partes e polidas com lixas de

carborundum em diferentes granulações (240 e 400 respectivamente). Dez mensurações foram realizadas na face oclusal, no término cervical e nas axiais. Os resultados apresentaram um significativo aumento da adaptação marginal no grupo que recebeu ajuste (experimental) quando comparado com o grupo que não recebeu ajuste (controle). A técnica da réplica mostrou ser método simples e eficiente para avaliar a discrepância marginal em modelos ou intra-oralmente.

Holmes et al. (1989) revisaram a literatura e propuseram uma padronização da terminologia sobre adaptação marginal. Segundo os autores, discrepância marginal seria um termo mais adequado quando se refere à mensuração do espaço existente entre o dente e a coroa. A medida da discrepância marginal pode ser definida geometricamente em fenda interna, fenda marginal, discrepância marginal vertical, discrepância marginal horizontal, margem sobreextendida, margem subextendida, discrepância marginal absoluta e discrepância de assentamento. A significância e a diferença de magnitude dessas medidas variadas são apresentadas. A melhor alternativa parece ser a discrepância marginal absoluta, que pode refletir o total da discrepância marginal.

Um método para padronizar a determinação da adaptação marginal de coroas totais foi preconizado por Sorensen (1990). Para isso, foram confeccionados troquéis metálicos similares a um incisivo central superior com término em ombro. As coroas foram cimentadas com pressão de aproximadamente 2,722 kg por 10 min. Os espécimes foram incluídos em resina epóxica e seccionados nos sentidos vestibulolingual e mésio-distal. Os espécimes foram fotografados com o auxílio de um estereomicroscópio com aumento de 120x. Os pontos e as angulações que representavam a discrepância marginal foram medidos por três examinadores independentes, com escalas transparentes divididas com correspondência de 5 μ m. O autor concluiu que houve variação nos valores medidos pelos examinadores de 10 μ m na discrepância horizontal e de 9 μ m de discrepância vertical.

Hunter e Hunter (1990) realizaram extensa revisão de literatura a respeito das discrepâncias e configurações das margens gengivais de restaurações indiretas (coroas). Embora o valor de discrepância marginal clinicamente aceitável, citado na literatura, varie de 200 µm a 39 µm, um valor de 120 µm parece ser o valor mais razoável. Com relação à significância clínica da discrepância marginal, advoga-se que as margens abertas são nichos de placa e que esses defeitos predispoem à recorrência de cáries nas superfícies adjacentes. Os defeitos podem ainda, quando associados com margens subgengivais, agravar o processo de inflamação gengival. Além da adaptação marginal e da localização supragengival adequadas, o término gengival biselado pode minimizar a inflamação gengival, a dissolução do cimento e a possibilidade de cárie recorrente.

Para avaliar o efeito da discrepância marginal de restaurações indiretas sobre a saúde periodontal, Felton et al. (1991), em um estudo retrospectivo, selecionaram 42 coroas metálicas em 29 pacientes. Essas coroas com margens subgengivais apresentavam em média 8,6 anos de atividade clínica. Moldes com um silicone de adição e modelos de gesso foram utilizados para obterem-se réplicas das desadaptações marginais das faces vestibulares das coroas metálicas. As réplicas foram metalizadas e avaliadas no microscópio eletrônico de varredura (MEV) com relação à discrepância marginal. Uma avaliação clínica para determinação de profundidade de sondagem, de inflamação e de volume de fluido gengival foi realizada com inspeção tátil. Os resultados demonstraram que não houve diferenças significativas entre os valores de discrepância marginal e a profundidade de sondagem, entretanto forte correlação foi encontrada entre discrepância marginal, inflamação gengival e volume de fluido gengival. Dessa forma, quanto maiores os valores de discrepância marginal, maiores são os níveis de inflamação gengival e de volume de fluido gengival.

Para avaliar a efetividade de um material à base de silicone de adição regular, como auxiliar ao ajuste interno de coroas metálicas,

White, Sorensen e Kang (1991) selecionaram 42 pré-molares humanos extraídos e armazenados em água à temperatura de 37 °C. Os dentes receberam preparos para coroa total, padronizados com o auxílio de um paralelômetro. As coroas metálicas confeccionadas foram posicionadas e mantidas sobre os seus respectivos dentes com carga constante de 5 kg, pressão exercida por uma tira elástica. A força produzida pela tira elástica foi novamente confirmada para determinar possíveis relaxamentos. A discrepância marginal foi determinada antes e após os ajustes em 168 diferentes locais, sendo, em cada coroa, um ponto referencial determinado em cada face vestibular, lingual, mesial e distal. O ajuste foi realizado com a evidenciação das áreas de interferências com um silicone de adição de consistência média específico para ajuste interno por duas vezes. Novas mensurações foram realizadas após o ajuste. Antes deste, a média da discrepância marginal foi de 92 µm e, após o ajuste, de 55 µm, com redução de 37 µm, ou seja, de 39%.

Para avaliar o desempenho clínico de restaurações cerâmicas confeccionadas com o sistema Cerec (Siemens), Mörmann e Krejci (1992) confeccionaram, cimentaram e avaliaram após cinco anos 8 restaurações inlays. As restaurações cerâmicas foram cimentadas adesivamente e, após cinco anos, foram avaliadas pelos critérios USPHS (*United States Public Health Service*) modificado, com réplicas externas examinadas ao MEV. As interfaces dente/cimento apresentaram 73,6% de continuidade, e as interfaces cimento/inlay apresentaram 87,0% de continuidade. O bom resultado clínico pode ser explicado pelas melhorias nas propriedades mecânicas das cerâmicas, na definição do término cervical e na cimentação adesiva.

Holmes et al. (1992) avaliaram a discrepância marginal de coroas cerâmicas e coroas em ouro. Vinte dentes artificiais removíveis semelhantes a um incisivo central superior receberam preparo com término em chanfro profundo. Dez coroas cerâmicas Dicor (Dentsply) e 10 coroas de ouro foram confeccionadas e cimentadas com pressão constante de 25 kg por 10 min. Os espécimes foram seccionados nos

sentidos vestibulolingual e méso-distal, avaliados e fotografados com microscópio óptico de 250x. Os autores salientaram que os valores encontrados em estudos semelhantes dependem mais da metodologia que do material testado. Para as coroas cerâmicas foram obtidos valores de discrepância marginal de $48 \mu\text{m} \pm 7 \mu\text{m}$; para as coroas de ouro, $57 \mu\text{m} \pm 19 \mu\text{m}$. Os autores recomendam que os valores de discrepância marginal clinicamente aceitável devem ficar entre $50 \mu\text{m}$ e $100 \mu\text{m}$. Entretanto, os valores não foram significativamente diferentes para os materiais ou localizações.

Com o propósito de avaliar a discrepância marginal e interna de restaurações inlays, Molin e Karlsson (1993) realizaram em clínica 80 restaurações indiretas metálicas e de cerâmica. Foram confeccionadas 20 inlays de ouro e mais 20 para cada um dos seguintes sistemas cerâmicos: Mirage (Myron), Cerec (Siemens) e Empress (Ivoclar). Para a padronização, as impressões ópticas do sistema Cerec foram realizadas no modelo de gesso. A técnica da réplica foi utilizada para a avaliação e mensuração das desadaptações. As restaurações foram adaptadas a seus respectivos modelos de gesso e aos respectivos dentes com um silicone de adição leve (President, Coltène), interposto e mantido sob firme pressão. Para a estabilização do material leve, um silicone pesado foi aplicado sobre o leve. Após a polimerização desses materiais, eles foram removidos e seccionados com lâmina de bisturi, nos sentidos méso-distal e vestibulolingual, obtendo-se assim quatro partes. As mensurações foram realizadas no ângulo cavossuperficial oclusal, na parede axial e no ângulo cavossuperficial mesial e distal. As maiores desadaptações foram encontradas nas restaurações confeccionadas com o sistema Cerec, e as menores, nas restaurações indiretas de ouro.

Kawai, Isenberg e Leinfelder (1994) investigaram o índice de resistência ao desgaste de cimentos resinosos na fenda marginal, o tamanho de suas partículas e a espessura da película na interface dente/restauração. Foram confeccionados 10 preparos na forma de um quadrado em dentes molares humanos. As restaurações cerâmicas do

tipo inlay Dicor MGC (Dentsply) foram confeccionadas com o sistema Cerec (2.0 COS) (Siemens), com discrepâncias horizontais variando de 50 μm a 400 μm . Após 72 horas de armazenagem, a interface do cimento foi submetida a escovação com cerdas metálicas com frequência de 2,0 Hz e carga de 75 N por 400.000 ciclos. Foram obtidas réplicas de resina epóxica, que foram analisadas ao MEV e em perfilometria, em seis diferentes planos. Os resultados mostraram que o cimento dual com micropartículas foi mais resistente ao desgaste do que o cimento de partículas híbridas. Quanto maior a interface dente/restauração, maior foi o desgaste. Mesmo na menor discrepância (50 μm) houve desgaste significativo. Reduzir a discrepância marginal é um fator clínico a ser considerado para minimizar o desgaste desses cimentos resinosos.

Wilson (1994) avaliou o efeito da variação do espaço reservado para o cimento em coroas artificiais. O espaçamento variou em de 0 μm a 50 μm com intervalos de 10 μm , e as coroas foram cimentadas com força de assentamento de 25 N com fosfato de zinco ou silicone fluido. O silicone fluido selecionado apresentava viscosidade semelhante à do cimento de fosfato de zinco. O espaçamento entre as coroas de latão e os padrões de aço foi mensurado previamente à cimentação. Quando o cimento de fosfato de zinco foi utilizado nas coroas artificiais com moderada força e com espaçamento de pelo menos 40 μm , o assentamento foi rápido e com discrepância menor que 30 μm . Concluiu-se que o espaçamento facilita o assentamento da coroa durante a cimentação.

Sjögren (1995) avaliou a adaptação marginal e interna de inlays cerâmicas confeccionadas com diferentes sistemas e diferentes preparos. Dez pré-molares humanos receberam preparos com caixas proximais bem definidas, para receber inlays confeccionadas com o sistema Cerec (Siemens); outros 10 pré-molares humanos receberam preparos inlays com caixas proximais em formato de "U", para também receber restaurações inlays com o sistema Cerec; 30 outros pré-molares humanos receberam preparos convencionais com paredes de fundo

planas, ângulos arredondados e término cervical em ombro, para receber inlays confeccionadas com os sistemas Empress (Ivoclar) (n = 10), In-Ceram Spinell (Vita) (n = 10) e Celay (Mikrona) (n = 10). As inlays cerâmicas foram cimentadas adesivamente. Os espécimes foram avaliados com microscópio óptico com lente de 10x em 20 locais, para mensurar a discrepância marginal; após o seccionamento dos espécimes no sentido mésio-distal, a discrepância interna foi mensurada em 7 locais. Os menores valores de discrepância marginal foram obtidos nas faces oclusais das inlays de Empress. Os menores valores de discrepância interna foram obtidos nas inlays de Celay, ao passo que não existiram diferenças significativas entre as outras inlays. Para as inlays de Cerec, os preparos em formato de "U" mostraram menor discrepância.

Kawai et al. (1995) investigaram a adaptação marginal e interna de inlays fabricadas com um sistema CAD/CAM. Foram confeccionados preparos simulando cavidades classe I e II em blocos de resina epóxica. Os preparos foram realizados com 10°, 20°, 30° e 40° de divergência. Uma resina composta fotopolimerizável foi inserida nas cavidades e fotoativada, obtendo-se assim as restaurações inlays. Essas foram fixadas na máquina Celay (Mikrona) para o escaneamento e fresagem da inlay cerâmica. Adaptaram-se as inlays cerâmicas nos blocos de resina epóxica e avaliou-se a adaptação marginal em 25 pontos, por meio de microscópio com aumento de 100x. As inlays foram então cimentadas adesivamente e seccionadas longitudinalmente em dois locais. Os autores encontraram valores de discrepância nas restaurações classe I menores que na classe II. Em geral, a média de discrepância marginal e interna das inlays cerâmicas Celay foi menor do que 100 µm. Os autores recomendam que o valor de discrepância marginal clinicamente aceitável deveria ser menor do que 100 µm.

Para avaliar a influência da espessura de cimento na resistência de materiais cerâmicos, Molin, Karlsson e Kristiansen (1996) utilizaram blocos de Vita Cerec (Vita) cimentados com Vita Cerec Duo Cement (Coltène AG) e blocos de Mirage cimentados com Mirage FLC (Chamelon

Dental Products) As desadaptações foram padronizadas em 20 µm, 50 µm, 100 µm e 200 µm. Dez espécimes para cada conjunto bloco e cimento foram confeccionados, totalizando 80 espécimes. Os espécimes foram aderidos com resina epóxica em suporte metálico específico e na seqüência receberam uma carga axial aplicada por uma máquina Instron. Embora os autores acreditem que os resultados encontrados não podem ser extrapolados para uma situação clínica, recomendam uma discrepância marginal entre 50 µm e 100 µm para otimizar o desempenho.

Wilson (1996) avaliou o efeito da variação de força de assentamento (2,5 N, 12,5 N e 25 N) e da perfuração oclusal nas coroas, além de avaliar diferentes cimentos (fosfato de zinco e ionômero de vidro) na adaptação de coroas metálicas. Foram confeccionados padrões em aço e coroas em ouro com espaçamento padronizado de 40 µm. A perfuração oclusal nas coroas poderia estar aberta ou fechada. A força de 25 N foi necessária para promover um assentamento adequado (19 µm) nas coroas cimentadas com fosfato de zinco. Para o cimento de ionômero de vidro, esse mesmo assentamento (19 µm) foi conseguido com 12,5 N. O autor concluiu que a força necessária para promover o máximo de assentamento depende do tipo de cimento utilizado e da presença ou não de perfuração oclusal.

Hickel et al. (1997) relataram sobre os sistemas CAD/CAM disponíveis. Sobre o sistema Cerec (Siemens), reportam-se à necessidade do pó de dióxido de titânio ou mesmo de tinta solúvel em água para evitar falhas durante a impressão óptica. Enquanto o sistema Cerec 1 (Siemens) não possibilitava a confecção da superfície oclusal, o sistema Cerec 2 (Siemens) permitia a fresagem da superfície oclusal. Ressaltaram que a primeira geração desses sistemas apresentava restaurações cerâmicas com altos valores de discrepância marginal. Quando comparado com o sistema Celay (Mikrona), o sistema Cerec 2 apresentou valores de discrepância marginal equivalentes, entretanto o tempo para a fresagem no Cerec 2, que é de 5 min a 10 min, é menor

que no sistema Celay, que demanda de 10 min a 30 min. Uma discrepância marginal de 50 μm a 100 μm tem sido reportada como ideal.

Com o propósito de realizar um estudo retrospectivo, Pilo e Cardash (1998) avaliaram a espessura do cimento de coroas cimentadas com fosfato de zinco que permaneceram na boca, ou seja, em atividade clínica por pelo menos 10 anos. Para isso, 100 dentes com coroas metálicas, metaloplásticas ou metalocerâmicas foram extraídos por razões periodontais ou por necessidade de adequação em função de novo tratamento. A extração foi realizada com cuidado especial para evitar danos ou deslocamentos nas coroas. Após a inspeção visual, 3 dentes com coroas foram descartados por apresentarem cárie nos términos cervicais. Assim, foi avaliada a espessura do cimento em 97 dentes com coroas: 48 dentes anteriores, 22 pré-molares e 27 molares. Os dentes e coroas foram incluídos em resina poliéster e, após 12 h, foram seccionados no sentido vestibulolingual, aproximadamente no meio da distância méso-distal. As secções foram analisadas num microscópio óptico com aumento de 150x. A média das espessuras de cimento encontradas na face vestibular foi de 116 μm ; na lingual, de 109 μm ; e na oclusal, de 302 μm . Diferença significativa foi encontrada entre as médias das espessuras do cimento nas faces oclusais de molares (369 μm) e pré-molares (219 μm). Os autores concluíram que a presença de selamento incompleto deveu-se ao assentamento oblíquo da coroa. A espessura do cimento variou com a forma e a geometria do dente.

Mörmann et al. (1998) avaliaram o efeito da variação de preparos e diferentes cimentações na resistência à fratura de coroas confeccionadas com o sistema Cerec 2 (Siemens) e blocos cerâmicos Vita Mark II (Vita). Com o auxílio de um paralelômetro, os autores realizaram quatro diferentes preparos em primeiros molares superiores humanos. Um preparo clássico foi realizado com 1,2 mm de desgaste axial na região cervical, 1,5 mm de desgaste oclusal medido a partir do fundo de sulco, 6° de convergência e 4,0 mm de altura. O segundo preparo foi realizado

de forma similar, com um desgaste adicional no centro da parede oclusal *endo-crown*; o terceiro com 1,2 mm de desgaste axial na região cervical, 3,5 mm de desgaste oclusal medido a partir do fundo de sulco, 6º de convergência e 2,0 mm de altura. O quarto tipo de preparo foi realizado de forma similar ao terceiro, com um desgaste adicional no centro da parede oclusal *endo-crown*. Os preparos foram moldados para a confecção dos corpos-de-prova. Com o sistema Cerec 2 (Siemens), as impressões ópticas foram realizadas. Na seqüência foram obtidas as coroas cerâmicas (espaçamento interno de 30 µm). Para a avaliação da resistência à fratura, 15 coroas foram adaptadas aos modelos com pressão padronizada de 50 N, 15 coroas foram cimentadas aos modelos com cimento de fosfato de zinco, e mais 15 coroas foram cimentadas adesivamente com cimento resinoso aos modelos. Concluíram que as coroas cimentadas com fosfato de zinco são mais resistentes que as coroas somente adaptadas em todos os tipos de preparo. As coroas cimentadas adesivamente com preparos clássicos e com redução oclusal foram mais resistentes do que as coroas cimentadas com fosfato de zinco.

Ritter e Baratieri (1999) revisaram a literatura no que concerne às restaurações cerâmicas em dentes posteriores. Trataram das indicações, da técnica restauradora e da manutenção das restaurações posteriores, com ênfase em inlays e onlays. As restaurações cerâmicas, por serem realizadas fora da boca, possibilitam o contorno, a anatomia, as margens e as faces proximais com um polimento proximal exemplar. Outro fator positivo é a pequena quantidade de cimento resinoso utilizada e, dessa forma, apresentaram uma contração de polimerização bastante diminuída em relação às resinas compostas utilizadas na técnica direta. As restaurações cerâmicas ainda apresentam uma maior longevidade e melhores propriedades mecânicas e físicas. Os procedimentos e as etapas clínicas foram detalhados com a apresentação de casos clínicos. Os autores recomendaram a utilização de materiais específicos, como o Fit-Checker (GC America Corp.) e o Occlude (Pascal Co.) para identificar

os pontos de interferências durante o ajuste interno, que deve ser realizado com pontas diamantadas de granulação média.

Krämer et al. (1999) avaliaram clinicamente 96 restaurações cerâmicas indiretas inlays e onlays IPS Empress (Ivoclar) pelo período de 4 anos. Os preparos foram confeccionados por seis diferentes profissionais. As restaurações foram cimentadas adesivamente com o sistema adesivo Syntac Classic (Vivadent) e com quatro diferentes cimentos: Dual Cement (Vivadent), Variolink Low (Vivadent), Variolink Ultra (Vivadent) e Tetric (Vivadent). As restaurações foram avaliadas pelo critério USPHS, e réplicas de resina epóxicas analisadas com o MEV. Após quatro anos de avaliação clínica das restaurações cerâmicas inlays e onlays cimentadas adesivamente, 7% apresentaram fratura e 79% apresentaram deficiências marginais.

Beschnidt e Strub (1999) avaliaram a adaptação marginal de coroas cerâmicas confeccionadas com diferentes sistemas e com e sem o efeito de um simulador de mastigação. Sessenta incisivos superiores humanos livres de cárie receberam preparo para coroa total com redução incisal de 2 mm a 3 mm, término cervical em forma de ombro com espessura de 1,2 mm, convergência das paredes de 4º a 6º e altura aproximada de 5 mm a 6 mm. Os dentes foram então moldados, e modelos de gesso foram obtidos. Os 60 dentes e seus respectivos modelos foram distribuídos aleatoriamente em 6 grupos com 10 dentes cada. O grupo 1 recebeu coroas metalocerâmicas; o grupo 2, coroas de In-Ceram (Vita); o grupo 3, coroas de IPS Empress (Ivoclar); o grupo 4, coroas de IPS Empress (técnica estratificada); o grupo 5, coroas com cerâmica feldspática confeccionadas com o sistema Celay (Mikrona); e o grupo 6, coroas de In-Ceram confeccionadas com o sistema Celay. Antes da cimentação foram obtidas réplicas das coroas adaptadas a seus respectivos espécimes. As coroas foram cimentadas com fosfato de zinco para o grupo das metalocerâmicas e adesivamente para os demais grupos, e armazenadas em timol a 0,1% por 72 h. Metade dos espécimes de cada grupo recebeu tratamento de simulação de mastigação em saliva

artificial. A outra metade dos grupos foi analisada com microscópio óptico e programa de computador (Analysis 2.1). A cimentação aumentou os valores da fendas marginais. As coroas de IPS Empress apresentaram os menores valores de fendas marginais. A utilização do simulador de mastigação não alterou os valores das fendas marginais.

Martin e Jedynakiewicz (2000) avaliaram a adaptação marginal de inlays cerâmicas envolvendo as faces mesial, oclusal e distal confeccionadas com o sistema Cerec 2 (Siemens). Para a padronização dos preparos, estes foram feitos com o auxílio de um paralelômetro em 15 pré-molares humanos. As restaurações foram confeccionadas pelo sistema Cerec 2 por meio da fresagem de blocos cerâmicos Vita-II Cerec (Vita). As restaurações foram cimentadas com Spectrum-TPH (Dentsply Caulk), Dyract (Dentsply DeTrey) e Nexus-High (Kerr Corporation). Dentes e restaurações foram seccionados, e a adaptação marginal foi analisada em 21 diferentes locais. A média das adaptações marginais na face oclusal foi de $50 \mu\text{m} \pm 15 \mu\text{m}$; no ângulo gengivoproximal foi de $168 \mu\text{m} \pm 27 \mu\text{m}$. A média da adaptação interna na face oclusal foi de $211 \mu\text{m} \pm 38 \mu\text{m}$.

Reiss e Walther (2000) avaliaram o desempenho clínico de restaurações cerâmicas obtidas com o sistema Cerec (Siemens). Mil e dez restaurações cerâmicas foram cimentadas adesivamente em 299 pacientes, em 39 meses. De 9 a 12 anos após a cimentação, as coroas foram avaliadas pelo critério USPHS modificado. As restaurações cerâmicas cimentadas em pré-molares apresentaram melhor comportamento clínico que as cimentadas em molares. As restaurações cimentadas em dentes vitais proporcionaram melhores resultados. A maioria das 81 falhas foram resultado de fraturas das restaurações e de dentes.

Realizando avaliação clínica, Boening et al. (2000) mensuraram a discrepância marginal de coroas cerâmicas confeccionadas com o sistema Procera em dentes anteriores e posteriores. A técnica da réplica foi utilizada para mensurar a discrepância marginal de 80 coroas; dessas, 38

em incisivos, 2 em caninos, 24 em pré-molares e 16 em molares. As coroas cerâmicas foram assentadas em seus respectivos dentes pilares, com interposição de um silicone de adição de consistência leve, com carga de 20 N. Em todas as ocasiões a película de silicone ficou aderida à superfície interna da coroa. Para estabilizar a película, um silicone de adição de consistência pesada foi utilizado. As réplicas foram seccionadas duas vezes no sentido vestibulolingual e uma vez no sentido méso-distal. Um microscópio óptico com aumento de 30x e o programa SPSS para Windows (SPSS Software Corp.) foram utilizados para a mensuração das desadaptações. As preparações e as moldagens foram mais difíceis nos dentes posteriores, em especial na face lingual. Isso pode explicar os resultados, cujos maiores valores de discrepância foram encontrados nos dentes posteriores e na face lingual.

Com o objetivo de avaliar onlays cerâmicas do ponto de vista de discrepância marginal, resultados estéticos e possíveis fraturas, Denissen et al. (2000) realizaram 8 restaurações obtidas com o sistema Cicero (Cicero Dental BV), 10 com o sistema Cerec 2 (Siemens), e 7 com o sistema Procera (Nobel Biocare), em 17 pacientes, e avaliaram as 25 onlays de 6 em 6 meses por 2 anos. A forma do preparo realizada foi experimental. Os molares foram preparados com término em forma de chanfro nas caixas proximais e ao redor das cúspides funcionais. As cúspides não funcionais receberam término reto. Duas onlays foram produzidas com o mesmo modelo de gesso. Um modelo de gesso foi utilizado para avaliar a adaptação marginal, e o outro, para a confecção da cerâmica. A discrepância marginal foi mensurada com o auxílio de microscópio óptico e processamento digital da imagem, com avaliação pelo programa Kontron (Kontron Elektronik Imaging System KS 100 Version 2.00). Realizou-se a mensuração em 10 pontos ao redor do término do preparo. O procedimento foi repetido por quatro vezes. Assim cada ponto foi mensurado por cinco vezes. O coeficiente de variação em porcentagem foi calculado para cada valor obtido. As médias da discrepância marginal encontradas foram de 74 µm para as onlays do

sistema Cicero, 85 μm para as onlays do sistema Cerec 2, e 68 μm para as onlays do sistema Procera, não havendo diferenças significativas entre elas. Os resultados de reconstrução anatômica e estéticos obtidos foram dependentes da habilidade do técnico em prótese dental. Não ocorreu fratura no período de 2 anos.

Mörmann e Bindl (2000) relataram sobre o sistema Cerec 3 (Sirona) e seus resultados clínicos iniciais. Ressaltaram que, embora a técnica Cerec (Siemens) tenha sido desenvolvida em 1984, a primeira restauração cerâmica confeccionada com esse sistema foi realizada em 19 de setembro de 1985. Em 1994, a Siemens lançou a unidade Cerec 2, com a possibilidade de fresagem da anatomia oclusal. Para o sistema Cerec 3, o programa foi ajustado para rodar na plataforma Windows, além de ter a unidade de fresagem separada. A câmera intra-oral desse sistema realiza a impressão óptica por meio de triangulação e permite obter a imagem com maior profundidade (14 mm) em relação ao sistema precedente (6,4 mm). Outras vantagens são a redução do tempo dispendido (27%) para os procedimentos de impressão/fresagem e a possibilidade de uma segunda impressão, para facilitar a oclusão. A separação das unidades de fresagem da unidade de escaneamento permite que as unidades executem procedimentos diferentes ao mesmo tempo. Os autores relataram ainda dois casos clínicos entre 250 pacientes que receberam restaurações cerâmicas confeccionadas com o sistema Cerec. No primeiro caso, utilizaram-se blocos cerâmicos de ProCAD com escaneamento diretamente na cavidade; e, no segundo, utilizaram-se blocos de Vita Mark II (Vita), e o escaneamento foi realizado em laboratório sobre modelo de gesso, demonstrando a versatilidade do sistema Cerec.

Addi et al. (2002) determinaram a discrepância marginal em inlays cerâmicas usando o sistema CAD/CAM Denir (Decim AB) e dois outros sistemas com cerâmica injetável, IPS Empress (Ivoclar) e Optimal Pressable Ceramic (OPC, Jeneric Pentron). Confeccionaram-se preparos inlays méso-ocluso-distais em 30 pré-molares inferiores humanos.

Foram obtidas 10 peças de Denzir, 10 de IPS Empress e 10 de Optimal Pressable Ceramic. Para determinar a discrepância interna, as peças foram preenchidas com um silicone de adição leve e pressionadas de maneira firme sobre os respectivos preparos. Após a polimerização do silicone de adição leve, as peças eram removidas e as cavidades eram preenchidas com um silicone de adição pesado, de cor diferente da do silicone leve. Após a polimerização do silicone pesado, o conjunto silicone leve e pesado era seccionado com uma lâmina de bisturi no sentido méso-distal próximo ao centro da amostra. Com microscópio óptico, a espessura do silicone leve foi mensurada em 7 pontos. Após a cimentação, a discrepância marginal foi avaliada em 13 pontos por meio de microscópio óptico com aumento de 10x. Os dentes e as peças cimentadas foram então seccionados e nova mensuração interna foi realizada com microscópio óptico com aumento de 10x. Os autores concluíram que existem pequenas diferenças entre os três grupos testados.

Sato, Matsumura e Atsuta (2002) avaliaram a influência da inclinação das cúspides e do grau de expulsividade das paredes cavitárias na adaptação marginal de restaurações cerâmicas fresadas. Blocos retangulares de acrílico foram preparados com diferentes inclinações das cúspides (0°, 15°, 30° e 45°) e diferentes caixas dos preparos cavitários (4° de retenção, paredes paralelas e 4° de expulsividade). Peças cerâmicas de blocos Vita Mark II (Vita) foram fresadas pelo sistema Cerec 2 (Siemens) e cimentadas adesivamente. Na seqüência, os espécimes foram seccionados pela metade com máquina Isomet, e as discrepâncias marginais foram avaliadas com um microscópio. Os resultados mostraram que a inclinação das cúspides não afetou a adaptação das peças cerâmicas. Entretanto, as preparações cavitárias com 4° de expulsividade apresentaram adaptação marginal insatisfatória com inclinações de 0° e 15°, o que sugere que as preparações com caixas de paredes paralelas e de paredes expulsivas podem melhorar a

adaptação marginal oclusal em relação às paredes retentivas quando se utiliza o Cerec 2.

Gemalmaz e Ergin (2002) avaliaram o desempenho clínico de coroas de IPS Empress (Ivoclar) cimentadas adesivamente. Trinta e sete coroas totais foram cimentadas em 20 pacientes. Vinte coroas foram cimentadas com Variolink II (Vivadent) e sistema adesivo Syntac Classic (Vivadent), 17 coroas foram cimentadas com Variolink II e com o sistema adesivo Syntac Single Component (Vivadent); 18 dentes restaurados eram não vitais. Os preparos foram realizados com término cervical em forma de degrau de 1,2 mm a 1,5 mm. O desgaste oclusal foi de 2 mm para os dentes posteriores e, nos dentes anteriores, o desgaste incisal foi de 1,5 mm. As restaurações foram avaliadas por dois examinadores devidamente calibrados com relação à integridade marginal, forma anatômica, superfície e cor por um período de 12 a 41 meses, de acordo com os critérios da California Dental Association (CDA). Os autores encontraram, com base nesses critérios, 94,6% de coroas satisfatórias. Somente uma fratura foi registrada e um dente endodonticamente tratado falhou. Em coroas com margem subgengival, a porcentagem de irritação gengival foi maior que o lado oposto do mesmo dente.

Durante a obtenção da impressão óptica, para a confecção de coroas cerâmicas com o sistema Cerec 2 (Siemens), uma sombra pode ser encontrada na distal desses preparos. Para confirmar essa sombra, Mou et al. (2002) propuseram avaliar a influência de diferentes ângulos de convergência e altura dos preparos cavitários na adaptação interna de coroas Cerec. Quatro preparos foram realizados com o auxílio de um paralelômetro em dentes de manequim: grupo 1, coroas com 6 mm de altura e com 20° de convergência para oclusal; grupo 2, coroas com 4 mm de altura e com 20° de convergência para oclusal; grupo 3, coroas com 6 mm de altura e com 12° de convergência para oclusal; e grupo 4, coroas com 4 mm de altura e com 12° de convergência para oclusal. Todos os preparos foram realizados por um operador. A câmera intra-oral foi fixada para padronizar a distância entre o manequim. Dez coroas

foram confeccionadas para cada grupo. Para a preparação das réplicas, um material específico, Fit Tester (Tokuso Fit Tester, Tokuyama Corp.), foi aplicado no interior de cada coroa, e esta, adaptada no preparo com pressão padronizada de 3 kg por 5 min. A coroa era removida após a polimerização do Fit Tester, e um silicone de adição era injetado sobre o Fit Tester ainda no interior da coroa. Após a polimerização do silicone, a réplica era cuidadosamente removida da coroa. Com recorte no sentido horizontal à coroa, eram obtidas três fatias: oclusal, medial e cervical. Um processador de imagem e o sistema de análise Matro Inspector 2.2 (Leica Cambridge Ltda.) foram usados para mensurar a espessura do Fit Tester nos vários locais. As coroas com 12º de convergência para oclusal mostraram os menores valores de discrepância interna. Existiu aumento da discrepância nas distais do preparo, o que indicava a presença de sombra.

Otto e De Nisco (2002) avaliaram o desempenho clínico de restaurações inlays e onlays cerâmicas confeccionadas com o sistema Cerec durante 10 anos. Entre maio de 1989 e março de 1991, 200 restaurações inlays e onlays cerâmicas foram colocadas em 108 pacientes (62 do sexo feminino e 46 do sexo masculino). Todos os procedimentos foram realizados por um único profissional. Todas as cavidades foram tratadas utilizando-se isolamento absoluto. A base, quando necessária, foi realizada utilizando-se o cimento de ionômero de vidro, e áreas próximas à polpa receberam uma cobertura com cimento de hidróxido de cálcio antes do cimento de ionômero de vidro. Todas as restaurações foram confeccionadas com a fresagem de blocos Vita Mark 1 pelo sistema Cerec 1/Software COS (Siemens). As restaurações cerâmicas foram condicionadas com ácido fluorídrico a 5%, e 86% delas foram silanizadas. O esmalte remanescente foi condicionado com ácido fosfórico a 35% por 40 s nas primeiras restaurações (17%) e por 20 s nas demais, para evitar sensibilidade pós-operatória. Utilizou-se o sistema adesivo Cerec-Bond e o cimento Cerec Duo-Cement. Imediatamente após o ajuste oclusal, as restaurações foram avaliadas

com o critério USPHS e após 10 anos foram reavaliadas. Os autores concluíram que houve um índice de 8% de falhas e um índice de 90,4% de taxa de probabilidade de longevidade após 10 anos de desempenho clínico. Para prevenir fraturas da cerâmica ou estrutura dental, a espessura mínima de cerâmica deve ser observada principalmente na região do istmo e nas cristas marginais. Essas restaurações não devem ser indicadas em pacientes com hábitos parafuncionais excessivos (bruxismo).

Keys (2002) propôs um novo método de avaliação da adaptação interna de restaurações cerâmicas indiretas, a partir de uma mistura das pastas base e catalizador do Fit Checker (GC Dental Industrial Corp.) com uma pequena quantidade de um spray para verificação de contatos oclusais. Como a mistura das pastas base e catalizador do Fit Checker apresenta cor branca mais o spray de cor vermelha, obteve-se uma mistura final que contrastava mais com as restaurações indiretas. A técnica com a mistura das substâncias apresenta ainda as vantagens da presa rápida e da facilidade de remoção. O autor relatou passo a passo a técnica proposta para a verificação da adaptação interna de restaurações indiretas.

Revisando a literatura a respeito de restaurações cerâmicas posteriores, Meyer Filho et al. (2003) relataram as melhorias no tratamento de superfície das cerâmicas e das melhorias no processo de adesão. Apontaram as vantagens das cerâmicas inlays e onlays em relação às de resina composta pela técnica direta, como propriedades mecânicas superiores, diminuição da contração de polimerização por necessitar de pequena quantidade de cimento resinoso, condições favoráveis para obter melhor contorno, anatomia, adaptação marginal, contato proximal e textura superficial. O diagnóstico, o planejamento, as indicações, os materiais e as técnicas para obter restaurações cerâmicas inlays e onlays foram descritos. Um caso clínico com confecção e cimentação de uma inlay MOD foi apresentado, e as etapas clínicas foram descritas detalhadamente.

Gu e Kern (2003) avaliaram a discrepância marginal e a microinfiltração em coroas cerâmicas cimentadas adesivamente e com o cimento de fosfato de zinco em comparação com coroas metalocerâmicas cimentadas com cimento de fosfato de zinco. Sessenta e quatro terceiros molares humanos receberam preparo para coroa total com término cervical em ombro com 1,0 mm de espessura e 0,5 mm acima do limite amelocementário, 2,0 mm de desgaste oclusal e 8º de convergência das paredes. Quarenta e oito coroas cerâmicas foram confeccionadas com IPS-Empress 2. Dessas, 16 foram cimentadas com o cimento de fosfato de zinco, 16 com o compômero Direct Cem Plus e 16 com o cimento adesivo Panavia F (Kuraray Co.). Dezesesseis outras coroas metalocerâmicas foram cimentadas com o cimento de fosfato de zinco. Durante a cimentação as coroas foram mantidas sob pressão de 40 N nos 7 min iniciais. Oito coroas de cada grupo receberam tratamento de termociclagem, e as outras 8 receberam simultaneamente um tratamento de ciclagem térmica e de carga em simulador de mastigação. Após os respectivos tratamentos, foram obtidas réplicas das margens, posteriormente analisadas no MEV. Os espécimes foram imersos em solução de fucsina básica por 24 h e, na seqüência, foram fatiados no sentido vestibulolingual e analisados com microscópio óptico com aumento de 25x. A discrepância marginal foi menor nas coroas cerâmicas. Quando analisados no MEV, os grupos com o cimento de fosfato de zinco mostraram defeitos, que aumentaram com os testes de fadiga. O agente cimentante Panavia F apresentou excelente capacidade de diminuir a microinfiltração, sendo superior ao cimento de fosfato de zinco e ao compômero.

Bindl e Mörmann (2003) analisaram o efeito do equipamento e dos programas de computador na qualidade de coroas parciais cerâmicas fabricadas com os sistemas Cerec 1 e Cerec 2 (Siemens). Entre 1993 e 1997, 818 coroas parciais foram cimentadas adesivamente em 496 pacientes. As restaurações cerâmicas analisadas foram confeccionadas com os sistemas Cerec 1 e Cerec 2 com programa convencional

(Software COS 4.21), e com Cerec 2 com programa com espaçador digital (Software COS 4.24). Para cada grupo, 25 coroas parciais foram analisadas pelo critério USPHS. Doze coroas escolhidas aleatoriamente foram moldadas com material de moldagem leve e regular em moldeiras metálicas para obterem-se réplicas que foram analisadas no MEV. Os valores médios das interfaces foram: $308 \mu\text{m} \pm 95 \mu\text{m}$ para o Cerec 1; $243 \mu\text{m} \pm 48 \mu\text{m}$ para o Cerec 2/COS 4.21; e $207 \mu\text{m} \pm 63 \mu\text{m}$ para o Cerec 2/COS 4.24. Os dados clínicos coletados foram excelentes ou bons em 97% para todos os grupos, indicando restaurações de qualidade aceitável, exceto para uma fratura no grupo 1.

Nakamura et al. (2003) avaliaram o efeito no ângulo de convergência e o espaçamento digital na discrepância marginal e interna de coroas cerâmicas Cerec 3 (Sirona). Moldes de resina epóxica de segundo pré-molar inferior receberam preparos com término em ombro com 1,0 mm de espessura e redução oclusal de 1,5 mm. Os espécimes foram preparados com convergência de 4° , 8° e 12° utilizando-se um paralelômetro. O espaçamento digital foi variado em 10 μm , 30 μm e 50 μm . Foram confeccionadas 45 coroas, 5 para cada grupo com blocos cerâmicos (Vita Mark II, Vita). As coroas foram adaptadas aos espécimes com um material de silicone leve interposto (Fit Checker, GC Dental Industrial Corp.), com pressão padronizada de 20 N. Após a polimerização do silicone, o material que extravasou além das margens foi recortado com uma lâmina. O material que ficou interposto entre espécime e coroa foi pesado. A espessura do silicone foi calculada com base na área do espécime, no peso e na densidade do silicone, definindo-se assim a discrepância interna. Os autores concluíram que a discrepância não foi afetada com variação da convergência quando se utilizou espaçamento digital de 30 μm e 50 μm . A fenda interna pode ser menor quando se utiliza o espaçamento digital de 10 μm a 30 μm . Independentemente do ângulo de convergência, o espaçamento digital de 30 μm apresenta boa adaptação marginal.

Estafan, Dussetschleger e Agosta (2003) avaliaram a adaptação marginal e interna de restaurações cerâmicas realizadas com os sistemas Cerec 2 (Siemens) e Cerec 3 (Sirona). Vinte molares humanos sem cárie receberam preparações de classe II de inlays. As impressões ópticas e espaçamentos foram semelhantes para o Cerec 2 e o Cerec 3. Após a fresagem, 4 restaurações inlays confeccionadas pelo sistema Cerec 2 necessitaram de ajuste das margens nas caixas proximais. No sistema Cerec 3 as restaurações não necessitaram de ajuste. Os autores concluíram que os sistemas produziram restaurações dentro das especificações da ADA, entretanto o sistema Cerec 3 produziu as restaurações com maior qualidade devido às modificações do software, impressão óptica e fresagem.

Yeo, Yang e Lee (2003) compararam a adaptação marginal de coroas cerâmicas confeccionadas com diferentes sistemas. Um incisivo central superior sem cárie recebeu preparo para coroa total com término cervical em ombro de 1 mm, 7 mm de altura e 6° de expulsividade em cada parede, aproximadamente. O preparo foi moldado e duplicado em 120 modelos. Foram confeccionadas 30 coroas metalocerâmicas, 30 coroas de Celay In-Ceram (Vitadur Alpha, VITA), 30 coroas In-Ceram alumina (Vitadur Alpha, VITA) e 30 coroas IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent). A discrepância marginal foi mensurada em 50 locais com microscópio óptico (240x) e programa Acura 2000 (INTEK PLUS). Os autores consideraram o valor máximo de discrepância marginal clinicamente aceitável de 120 µm. A discrepância marginal das coroas cerâmicas de IPS Empress 2 foi significativamente menor e com valores mais homogêneos.

Para realizar uma avaliação clínica de 2 anos de restaurações cerâmicas, Santos (2003) confeccionou 86 restaurações, sendo 44 de IPS Empress (Ivoclar Vivadent) e 42 de Duceram (Dentsply-Degussa), cimentadas em 35 pacientes. Vinte e sete pré-molares e 59 molares receberam preparos cavitários classe II, sendo 33 para onlays e 53 para inlays. Todas as restaurações foram fixadas com cimento resinoso dual

Variolink II (Ivoclar Vivadent) e com os sistemas adesivos Syntac (Ivoclar Vivadent) e Heliobond (Ivoclar Vivadent), sob isolamento absoluto. Os procedimentos operatórios foram realizados por um único operador, e dois examinadores realizaram as avaliações de 1 e 2 anos mediante o critério USPHS modificado. Não houve diferença estatística significativa entre as cerâmicas, o tipo de restauração ou entre restaurações fixadas nas regiões de pré-molares e molares. Entretanto, entre os aspectos avaliados, a descoloração marginal apresentou uma crescente porcentagem de escores Bravo, para ambas as cerâmicas. Concluiu que os dois tipos de restaurações de cerâmica demonstraram excelente desempenho clínico no período de 2 anos.

Avaliar o efeito de diferentes tratamentos de superfície de restaurações cerâmicas sobre a resistência adesiva foi objeto de estudo de Meyer Filho et al. (2004). Blocos de uma cerâmica prensada constituída de cristas de dissilicato de lítio (IPS Empress 2) receberam diferentes tratamentos de superfície. Os grupos foram divididos em: ácido fluorídrico e silano; silano; ácido fluorídrico; e nenhum tratamento. As cerâmicas tratadas receberam aplicação de um sistema adesivo (Scotchbond Multi-Purpose Plus, 3M ESPE) e da resina composta Z250 (3M ESPE). Uma máquina de teste universal foi utilizada para o teste de microtração. O grupo com tratamento de superfície com o ácido fluorídrico e silano apresentou os melhores valores de adesão.

Sjögren, Molin e Van Dijken (2004) avaliaram o desempenho clínico de restaurações inlays obtidas com o sistema Cerec (COS 2.0) (Siemens) e blocos Vita Mark II (Vita). Sessenta e seis restaurações inlays, 53 em pré-molares e 13 em molares, foram cimentadas adesivamente em 27 pacientes. Trinta e três foram cimentadas com o cimento dual Vita Cerec Duo Cement (Coltène), e as outras 33 com a resina composta ativada quimicamente Cavex Clearfil F2 (Cavex). Após 10 anos, 54 restaurações (89%) de 61 restaurações avaliadas pelo critério USPHS ainda se comportavam bem clinicamente: 77% das restaurações fixadas com o cimento dual e 100% das restaurações cimentadas com a resina

composta ativada quimicamente. Nesse período, 7 restaurações inlays falharam por fraturas, problemas endodônticos ou por sensibilidade pós-operatória.

Reich et al. (2004) realizaram 58 restaurações cerâmicas com o sistema Cerec 2 (Siemens) e avaliaram o comportamento clínico delas após 3 anos segundo o critério USPHS. Os 58 dentes receberam preparações extensas (26 pacientes, 18 homens e 8 mulheres), com desgaste de 1,2 mm a 1,5 mm, propiciando uma espessura mínima de cerâmica de 1,5 mm. As restaurações cerâmicas foram obtidas com a fresagem de 52 blocos de Vita Mark II (Vita) e de 6 blocos ProCAD (Ivoclar Vivadent). Quando possível, a cimentação adesiva foi realizada com o isolamento absoluto. Após 3 anos, dois avaliadores independentes e calibrados examinaram as restaurações pelo critério USPHS, seguindo os parâmetros de integridade marginal, forma anatômica, cáries secundárias e descoloração marginal. Os autores ainda perguntaram aos pacientes se eles estavam muito contentes, contentes, conformados ou insatisfeitos com suas restaurações cerâmicas. Dois pacientes responderam que estavam contentes e 24 estavam muito contentes com suas restaurações cerâmicas. Uma restauração foi avaliada como Charlie, por causa da pobre integridade marginal, outra fraturou, e as demais 56 (97%) foram avaliadas como Bravo ou melhor com relação aos parâmetros previamente estabelecidos. Os autores concluíram que restaurações cerâmicas confeccionadas com o sistema Cerec 2 e cimentadas adesivamente apresentam sucesso em grandes reconstruções, independentemente da localização da margem cervical (coronal ou apicalmente à junção amelodentinária).

Quintas, Oliveira e Bottino (2004) avaliaram o efeito de diferentes terminos cervicais, diferentes sistemas para a confecção das cerâmicas e diferentes agentes cimentantes na discrepância vertical de infra-estruturas cerâmicas. Dois troquéis de aço foram preparados simulando preparo para coroas totais com terminos em chanfro profundo e ombro arredondado, num molar inferior. Cada preparo diferente foi duplicado

para obterem-se 90 infra-estruturas, totalizando 18 grupos de 10 infra-estruturas. As infra-estruturas cerâmicas foram confeccionadas com os sistemas IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent), In-Ceram (Vita) e Procera (Nobel Biocare). As discrepâncias marginais verticais das infra-estruturas foram avaliadas antes e depois da cimentação, com a mensuração da distância entre dois pontos com um projetor de perfil. As coroas foram cimentadas com cimento de fosfato de zinco, ionômero de vidro modificado por resina e cimento resinoso. As infra-estruturas cerâmicas confeccionadas com o sistema Procera apresentaram os menores valores de discrepância vertical antes e após a cimentação (25 μm e 44 μm), seguidos pelo sistema IPS Empress 2 (68 μm e 110 μm) e In-Ceram (57 μm e 117 μm). Não houve diferença estatística significativa entre os termos cervicais, porém o ombro apresentou média de discrepância vertical menor antes e após a cimentação. Considerando cada variável separadamente, a mais importante variável foi o sistema utilizado para a confecção das cerâmicas.

Chan et al. (2004) avaliaram o efeito da variação do ângulo de convergência na retenção e na discrepância marginal de coroas metálicas cimentadas com fosfato de zinco. Foram confeccionados 46 troquéis de latão com término cervical em ombro, diâmetro de 10 mm, altura de 6 mm e com ângulos de convergência de 0° a 70°. A angulação alternou de 1° em 1° até 20° e a partir de 20° até 70° de 2° em 2°, completando, assim, 46 troquéis com diferentes angulações. As coroas metálicas confeccionadas para os respectivos troquéis receberam uma perfuração no topo correspondente à face oclusal, com broca carbide nº 3, para facilitar o escoamento do cimento durante a cimentação. A discrepância marginal foi avaliada antes e após a cimentação por meio da mensuração da distância entre pontos previamente marcados na coroa e no troquel em duas faces. Um microscópio óptico foi utilizado para mensurar as distâncias entre os pontos na coroa e no troquel. A diferença entre as medidas dos pontos referenciais antes e após a cimentação permitiu estabelecer a discrepância entre troquel e coroa. A retenção foi

mensurada mediante a tração por uma máquina de ensaio universal Instron. Os resultados apontaram que, quanto maior o ângulo de convergência, maior foi a discrepância. Entretanto, o aumento do ângulo de convergência diminuiu a retenção. Uma ótima retenção e uma mínima discrepância em coroas totais podem ser obtidas com ângulos de convergência entre 2º e 20º.

Avaliar a obtenção de imagens diretamente no dente ou no modelo de gesso e o efeito dessa variabilidade na adaptação interna de coroas cerâmicas foi propósito de Luthardt et al. (2004). Um troquel metálico similar a um canino foi utilizado para ser escaneado com a Cerec 3 Camera (Sirona), imitando a condição de escaneamento intra-oral. Um modelo de gesso obtido a partir do canino metálico foi escaneado com a Cerec Scan (Sirona). Coroas cerâmicas foram confeccionadas com a fresagem de blocos de Vita Mark II (Vita) e ProCAD (Ivoclar Vivadent). Um silicone de adição de baixa viscosidade foi utilizado para obter as réplicas internas. As médias da discrepância interna para as restaurações obtidas com cerâmica Vita Mark II /Cerec Camera foi de 380 µm, e para a Cerec Scan foi de 279 µm. Para a cerâmica ProCAD/Cerec Camera foi de 342 µm, e de 302 µm para a Cerec Scan. Entretanto, o espaçamento interno máximo das coroas confeccionadas com Vita Mark II/Cerec Camera foi de 1.187 µm, e para as coroas Vita Mark II /Cerec Scan foi de 1.316 µm. Para as coroas ProCAD/Cerec Camera, o espaçamento interno máximo foi de 1.021 µm, e de 1.202 µm para ProCAD/Cerec Scan. A Cerec Scan apresentou uma adaptação interna significativamente melhor.

Goldin et al. (2005) compararam a adaptação marginal de coroas cerâmicas prensadas com e sem infra-estrutura à metalocerâmica convencional. Um incisivo central superior direito de manequim foi preparado para coroa total com término cervical em chanfro de 1,5 mm de espessura. Os modelos duplicados (30) foram enviados para um laboratório para a confecção de três tipos de coroa: cerâmica feldspática, cerâmica feldspática e metal, e metalocerâmica tradicional. As coroas prontas foram pressionadas firmemente sobre os modelos, e a adaptação

marginal foi avaliada com um microscópio óptico com aumento de 45x. As imagens foram capturadas e digitalizadas para análise em programa específico (Image-Pro Plus) em 12 locais por coroa. Os autores concluíram que a discrepância marginal entre as três coroas é similar e que a técnica de fabricação das metalocerâmicas é mais sensível.

Jahangiri et al. (2005) avaliaram a adaptação marginal em diferentes formas de preparos cavitários. Dentes molares plásticos removíveis receberam três diferentes preparos: coroa total com término em chanfro; coroa total com término em degrau na vestibular e bisel nas outras faces; e coroa três quartos com término em bisel e retenções nas proximais. Vinte e quatro coroas metálicas foram preparados, e a adaptação marginal foi avaliada por meio de um microscópio óptico e do programa Bioquant 98. Incluíram-se, ainda, um exame tátil exploratório e outro com um mensurador de discrepância. Os autores não encontraram diferenças significativas entre os tipos de preparo no quesito adaptação marginal.

Krämer e Frankenberger (2005) avaliaram o desempenho clínico de restaurações cerâmicas inlays e onlays IPS Empress com margens gengivais localizadas abaixo da junção cimento/esmalte por 8 anos. Noventa e seis restaurações cerâmicas inlays (n = 72) e onlays (n = 24) foram confeccionadas e cimentadas em 34 pacientes por seis dentistas. As restaurações foram cimentadas sob isolamento absoluto e pela técnica adesiva com quatro diferentes agentes cimentantes adesivos: Variolink Low (Ivoclar Vivadent), Variolink Ultra, Dual Cement (Ivoclar Vivadent) e Tetric (Ivoclar Vivadent). O critério USPHS foi utilizado para as avaliações iniciais de 6 meses (inicial), 1, 2, 4, 6 e 8 anos. Após 8 anos, 8% das restaurações falharam e 98% das restaurações exibiram deficiências marginais independentemente do agente cimentante. Os autores concluíram que o sistema IPS Empress propicia restaurações com bom desempenho, mesmo em grandes reconstruções. O tamanho da reconstrução e a localização da margem não foram fatores limitantes do bom desempenho clínico.

Com o objetivo de avaliar a adaptação marginal e interna de pontes de três elementos em dentes posteriores, Reich et al. (2005) utilizaram os sistemas CAD/CAM Digident (Girrbach Dental), LAVA (3M ESPE), Cerec in-Lab (Sirona) e coroas metalocerâmicas como grupo controle. Trinta e duas pontes de três elementos posteriores com espaço entre pilares de 6 mm a 10 mm foram aleatoriamente distribuídas com 8 pontes para cada grupo. Os preparos foram confeccionados com término cervical em forma de chanfro, redução axial de 1,2 mm a 1,5 mm e redução oclusal de 1,5 mm. As imagens obtidas pelos sistemas LAVA e Digident foram capturadas por meio de triangulação e projeção estriada. No sistema Cerec in-Lab, as imagens foram capturadas por laser. Réplicas com silicone de adição de consistência leve e pesada foram obtidas mediante o assentamento das pontes sobre seus respectivos pilares com pressão de 20 N, padronizada com dinamômetro. As réplicas obtidas foram seccionadas no sentido méso-distal e uma vez no sentido vestibulolingual para os pré-molares. Para os molares, as réplicas foram seccionadas duas vezes no sentido vestibulolingual e uma vez no sentido méso-distal. As mensurações foram realizadas com microscópio óptico com aumento de 50x e programa de computador QWINLITE (Leica). A média de discrepância marginal com o Digident foi de 75 µm; de 65 µm para os sistemas Lava e Cerec in-Lab; e, para as pontes metalocerâmicas, de 54 µm. Os resultados obtidos sugerem que os sistemas CAD/CAM avaliados apresentam valores de discrepância clinicamente satisfatórios.

Bindl e Mörmann (2005) avaliaram a discrepância marginal e interna de coroas totais fabricadas com diferentes sistemas. Os autores confeccionaram 6 preparos para coroa total em dentes removíveis de plástico com 0,8 mm de desgaste cervical em forma de chanfro, 2,0 mm de desgaste oclusal e 6° de convergência para oclusal. Os dentes preparados foram duplicados 12 vezes, obtendo-se 72 modelos de gesso. As coroas foram fabricadas em diferentes laboratórios com Cerec in-Lab (Sirona), Procera (Nobel Biocare), Decim (Decim Norden), infiltrado por

vidro (In-Ceram Zirconia, Vita), DCS e IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent). As coroas foram cimentadas com Panavia 21 TC (Kuraray), padronizando-se a pressão de assentamento em 50 N. Os espécimes foram, então, incluídos em resina acrílica. Metade dos espécimes (6) de cada grupo foi seccionada no sentido vestibulolingual usando-se disco de diamante acoplado em máquina Isomet em baixa velocidade. Os outros 6 dentes de cada grupo foram seccionados no sentido méso-distal. Os dentes foram metalizados para a avaliação ao MEV. A discrepância marginal foi avaliada em 8 pontos, e a interna em 11 pontos. As médias obtidas de discrepância interna vestibulolingual foram: $114 \mu\text{m} \pm 58 \mu\text{m}$ para o Cerec in-Lab; $136 \mu\text{m} \pm 68 \mu\text{m}$ para o Procera; $81 \mu\text{m} \pm 30 \mu\text{m}$ para o Decim; $94 \mu\text{m} \pm 84 \mu\text{m}$ para o infiltrado por vidro (In-Ceram Zirconia); $110 \mu\text{m} \pm 79 \mu\text{m}$ para o DCS; e $105 \mu\text{m} \pm 53 \mu\text{m}$ para o IPS Empress 2. A discrepância das convencionais e das infra-estruturas cerâmicas CAD/CAM em coroas totais mostraram o mesmo espaçamento.

Nakamura et al. (2005) avaliaram o efeito no ângulo de convergência e o espaçamento digital na discrepância marginal e interna de coroas cerâmicas Decsy (Media). O sistema CAD/CAM Decsy assemelha-se ao sistema Cerec (Sirona), o que permite a utilização dos mesmos blocos cerâmicos. Nesse estudo, utilizaram-se blocos cerâmicos ProCAD (Ivoclar Vivadent) para confeccionar 28 coroas cerâmicas, 7 para cada grupo e mais 7 coroas de Empress como controle. Os espécimes foram preparados em primeiro pré-molar superior esquerdo com convergência de 4° e 12° . Os diferentes espaçamentos de $15 \mu\text{m}$ e $55 \mu\text{m}$ foram estabelecidos no computador. Para o grupo controle utilizou-se a convergência de 12° . As coroas foram adaptadas aos espécimes com um material de silicone leve interposto (Fit Checker, GC Dental Industrial Corp.), com pressão padronizada de 20 N. Após a polimerização do silicone, o material que extravasou além das margens foi recortado com uma lâmina. O material que ficou interposto entre espécime e coroa foi pesado. A espessura do silicone foi calculada com base na área do espécime, no peso e na densidade do silicone, definindo-se assim a

discrepância interna. A variação da convergência não afetou significativamente a discrepância marginal e interna, assim como os diferentes espaçamentos estabelecidos.

Em avaliação clínica, Kokubo et al. (2005) mensuraram a discrepância marginal e interna de coroas cerâmicas confeccionadas com o sistema GN-I (GC Dental Industrial Corp.). Dentes anteriores e posteriores, 26 com vitalidade e 56 sem vitalidade pulpar, foram preparados com término cervical em forma de chanfro. Foram confeccionadas 80 coroas cerâmicas com blocos de In-Ceram Alumina (Vita) e com o sistema GN-I. Foi utilizado o espaçamento digital de 50 μm . Após o ajuste interno, as coroas cerâmicas foram adaptadas a seus respectivos dentes com a interposição de um silicone de adição de cor preta. O silicone foi misturado numa proporção de seis partes de pasta base e uma parte de pasta catalisadora. Após a polimerização do silicone de cor preta, a coroa foi cuidadosamente removida. Um novo silicone de adição de cor branca foi misturado na proporção de quatro partes de pasta base e uma parte de pasta catalisadora e aplicado sobre o silicone de cor preta. Os espécimes foram seccionados nos sentidos vestibulolingual e méso-distal. As mensurações das espessuras de silicone foram realizadas com o auxílio de um microscópio com projetor de perfil em 16 diferentes locais. Não houve diferença estatística significativa entre dentes anteriores, pré-molares e molares. Em todos os grupos, a discrepância marginal foi menor, enquanto a discrepância na face oclusal foi maior. Os valores de discrepância encontrados foram clinicamente aceitáveis.

Por meio da avaliação de dentistas e técnicos em prótese dental, Boeckler, Stadler e Seltz (2005) estudaram a significância da fenda marginal e do sobrecontorno na adaptação de coroas. Trinta dentes pré-molares e molares receberam preparos para coroa total com término de ombro. Os 30 dentes foram divididos em 6 grupos, com seis diferentes ligas metálicas. As coroas metálicas foram cimentadas provisoriamente e dez experientes dentistas e dez experientes técnicos em prótese dental

avaliaram a adaptação marginal das coroas utilizando um novo instrumento explorador manual com ponta de 70 μm . As coroas foram removidas dos dentes, limpas e cimentadas definitivamente com fosfato de zinco. As coroas foram novamente avaliadas, e as fendas marginais e os sobrecontornos existentes foram mensurados com um microscópio óptico e um programa de computador específico (Metrona Software, 4H JENA). Todas as coroas apresentaram fenda marginal e sobrecontorno, porém estavam clinicamente aceitáveis. A avaliação objetiva e a subjetiva apresentaram correlação significativa.

Wolfart et al. (2005) confeccionaram e avaliaram clinicamente 81 restaurações cerâmicas realizadas em 68 pacientes. Destas, 36 eram coroas, sendo 20 cimentadas com ionômero de vidro e 16 com cimento resinoso. As outras 45 eram inlays e todas foram cimentadas com cimento resinoso. Os preparos das coroas receberam desgaste oclusal de 1,5 mm e 1,2 mm no término cervical em forma de ombro. Para a confecção das restaurações cerâmicas, utilizou-se o sistema IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent). Inicialmente, o desempenho foi avaliado após 6 meses, 12 meses e depois de ano em ano até 5 anos. Após 48 meses nenhuma coroa falhou, e após 37 meses 6 inlays (13%) falharam por fratura ou por falha na adesão. Dois pacientes morreram e 5 não foram mais encontrados. Os autores concluíram que as coroas apresentam resultado significativamente melhor após 5 anos do que as inlays.

Lima (2005) avaliou a adaptação marginal e interna de infra-estruturas cerâmicas pela técnica do cimento análogo. Para isso, foi confeccionado um troquel padrão metálico com preparo para coroa total. O preparo teve como características término cervical em chanfro, redução axial de 1,2 mm, redução oclusal de 2,0 mm, ângulo de convergência de aproximadamente 10° e ângulos internos arredondados. Com ele, 30 troquéis de gesso foram obtidos e divididos em três grupos de 10 espécimes cada. Confeccionaram-se 10 infra-estruturas metálicas, 10 infra-estruturas cerâmicas In-Ceram Zirconia (Vita) e 10 infra-estruturas cerâmicas Procera AllZircon (Nobel Biocare). Inicialmente,

mensurou-se a posição das infra-estruturas e troquel de gesso, para, em um segundo momento, realizar o ajuste interno das infra-estruturas. Após o ajuste e a segunda mensuração, foi realizada a simulação de cimentação com silicone de condensação de consistência fluida (cimento análogo). A película de silicone de condensação foi então incluída com um silicone de adição de consistência média, permitindo obter um maior contraste entre os silicones. As películas de cimento análogo abaixo das infra-estruturas foram seccionadas no sentido vestibulolingual e mensuradas nas paredes axiais e oclusal. Os resultados obtidos foram submetidos a Análise de Variância, teste de Tukey e coeficiente de correlação de Pearson. O ajuste interno das infra-estruturas metalocerâmicas e In-Ceram Zirconia resultou em redução do desajuste vertical. A espessura da película das infra-estruturas Procera AllZircon foi significativamente maior que a das infra-estruturas metalocerâmicas e In-Ceram Zirconia. Todas as infra-estruturas apresentaram assentamento oblíquo.

Com o propósito de avaliar a adaptação marginal em cerâmicas IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent), antes e após a cimentação, Stappert et al. (2005) realizaram diferentes preparos cavitários de inlays. Para isso, 80 molares humanos armazenados em solução de timol a 0,1% foram divididos em 5 grupos com diferentes preparações. As interferências internas nas peças cerâmicas foram removidas com pontas diamantadas de fina granulação montadas em peça de mão de alta velocidade. A discrepância marginal foi avaliada antes e após a cimentação. Após a simulação mastigatória, foi avaliada a discrepância marginal por meio da técnica da réplica externa. Com um estereomicroscópio, as réplicas de resina epóxica foram mensuradas. Os autores concluíram que as inlays fabricadas com o sistema IPS e.max Press apresentaram valores de discrepância marginal clinicamente aceitáveis. Entretanto, a forma do preparo pode afetar a adaptação marginal inicial e após a cimentação.

O desempenho clínico de restaurações cerâmicas obtidas com o sistema Cerec (Sirona) foi avaliado após 18 anos por Reiss (2006). Mil e

onze restaurações cerâmicas inlays foram cimentadas adesivamente em 299 pacientes em 39 meses. A maioria das restaurações (989) foram obtidas com a fresagem de blocos de cerâmica feldspática e uma pequena quantidade (22) com fresagem de blocos de cerâmica de vidro. Todas as restaurações foram cimentadas adesivamente. Apenas o esmalte foi condicionado por 30 s a 40 s. As restaurações foram avaliadas de 15 a 18 anos após as respectivas cimentações pelo critério USPHS modificado. O tamanho da restauração não influenciou no sucesso do tratamento. As restaurações cerâmicas cimentadas em pré-molares (48,5%) apresentaram melhor comportamento clínico do que as cimentadas em molares. As restaurações cimentadas em dentes vitais proporcionaram melhores resultados. Um total de 121 falhas aconteceu nesse período, aproximadamente 12%. A maioria das falhas foi decorrente de fraturas das restaurações e de dentes.

Com o objetivo de propor um novo método de ajuste interno em dentes que receberam restaurações cerâmicas, Jahangiri e Estafan (2006) propuseram a utilização de um silicone de adição de cor preta para a verificação dos pontos de interferências diretamente no dente preparado. Segundo as autoras, o dente preparado deve ser limpo e a restauração cerâmica deve ser lubrificada na superfície interna com vaselina. Recomenda-se misturar partes iguais de pasta catalisadora e base do silicone de adição regular Black Fit Checker (GC Dental Industrial Corp.) e, na seqüência, aplicar a mistura com instrumento plástico no interior da restauração cerâmica; depois adaptar a restauração cerâmica ao dente e aplicar pressão para o assentamento; após a polimerização do silicone, remover a restauração cerâmica. O silicone ficou aderido ao dente preparado, e os pontos de interferências, caracterizados por apresentar descontinuidade ou pouca espessura de silicone, foram demarcados com lápis vermelho. O desgaste foi realizado nos pontos demarcados. O procedimento foi repetido quando necessário. As autoras ressaltaram a vantagem do método por não desgastar a restauração cerâmica e, dessa forma, não promover a formação de microtrincas. Em

cerâmicas, a formação de microtrincas pode resultar na propagação delas e, conseqüentemente, levar ao insucesso da restauração cerâmica.

Kina (2006) avaliou o efeito de diferentes graus de divergência das paredes na microinfiltração marginal de preparos classe II MOD para cerâmica. Trinta molares humanos foram preparados com grau de divergência de 12º, 16º e 24º das paredes de preparos MOD. Trinta MOD cerâmicas confeccionadas com o sistema IPS Empress foram fixadas com o cimento resinoso Variolink II (Ivoclar Vivadent). Após a termociclagem e imersão em fucsina básica, os dentes foram seccionados no sentido méso-distal. As imagens digitais obtidas foram analisadas com o programa Image Tool (University of Texas Health Science Center, San Antonio). Os preparos com divergência das paredes de 12º apresentaram os maiores valores de infiltração. Entretanto, nenhum dos grupos estudados foi capaz de reduzir completamente a microinfiltração marginal.

Tao et al. (2006) avaliaram a discrepância marginal de coroas metalocerâmicas confeccionadas em preparos cavitários com diferentes curvaturas dos terminos cervicais. Para isso, os autores selecionaram incisivos centrais superiores direitos, que receberam preparos para coroa total com término cervical em ombro, 1,5 mm de redução na face vestibular, 1,0 mm de redução axial nas demais faces e 2,0 mm de redução incisal. Entretanto, os preparos diferenciaram-se por apresentar três diferentes curvaturas do término cervical, com 1 mm, 3 mm e 5 mm nos sentidos méso-distal e vestibulolingual. Quinze infra-estruturas de liga de ouro e titânio foram confeccionadas, 3 para cada preparo, e outras 15 em liga de ouro. As desadaptações marginais foram avaliadas entre as infra-estruturas e os modelos, e, após a aplicação da cerâmica, novas avaliações foram realizadas com um projetor de perfil de aumento de 20x. As infra-estruturas com 5 mm de curvatura apresentaram os maiores valores de discrepância nas faces mesial e distal quando comparadas com a vestibular e a lingual. Em geral, os menores valores de discrepância foram obtidos pelas coroas de menor curvatura (1 mm).

Não houve diferença significativa entre as diferentes ligas utilizadas para a confecção das infra-estruturas.

Akbar et al. (2006) compararam a discrepância marginal de coroas Cerec 3 (Sirona) CAD/CAM fabricadas para preparos de coroa total com término na forma de chanfro e em forma de ombro. Sessenta terceiros molares humanos extraídos foram montados em blocos de resina fotopolimerizável (Triad TruTray Custom Tray Material, Dentsply) e, na seqüência, receberam preparos para coroa total com margem em forma de chanfro com desgaste axial cervical de 1,0 mm e preparos para coroa total com margem em forma de ombro com desgaste axial cervical de 1,2 mm a 1,5 mm. Para ambos os grupos, o desgaste oclusal foi de 2,0 mm e o axial, de 1,5 mm. Os preparos foram realizados por um operador e com pontas diamantadas novas para cada preparo. A impressão óptica dos preparos foi realizada, e a fresagem dos blocos Paradigm MZ100 (3M ESPE) foi programada com padronização de espaçamento de 25 µm. As coroas cerâmicas obtidas foram coladas com cianoacrilato, com seus respectivos dentes preparados com o cuidado de colar as coroas somente na face oclusal. Dois examinadores avaliaram as coroas pelo critério USPHS. A discrepância marginal foi mensurada em 15 diferentes locais com o auxílio do MEV. Os autores concluíram que não houve diferenças significativas entre os termos cervicais e que as coroas cerâmicas confeccionadas com o sistema Cerec e blocos Paradigm MZ100 apresentaram discrepância marginal aceitável, com média menor do que 100 µm.

Bindl, Lüthy e Mörmann (2006) realizaram testes de resistência compressiva em infra-estruturas de óxido de zircônia. Para isso, um molar de acrílico recebeu preparo para coroa total com o auxílio de um paralelômetro. A imagem tridimensional do preparo foi obtida com a escaneadora Cerec in-Lab (Sirona) destinada para o sistema Cerec 3 (Sirona). Após a sinterização das infra-estruturas de óxido de zircônia (n = 60) e de uma cerâmica de dissilicato de lítio (n = 30), metade dessas foi cimentada adesivamente, e a outra metade, com um cimento de

fosfato de zinco. Foi realizada carga compressiva de velocidade de travessa de 0,5 mm/min em máquina universal de teste (RM 50, Schenck-Trebel). Os resultados encontrados demonstraram que as infra-estruturas de óxido de zircônia apresentam resistência considerável ao serem cimentadas não adesivamente.

Fasbinder (2006) identificou e revisou os estudos clínicos publicados de 1985 a 2006 que incluíram inlays, onlays e coroas confeccionadas com o sistema Cerec (Sirona). Os fatores que interferem no sucesso da restauração foram resumidos: sensibilidade pós-operatória, fratura, manchamento, adaptação marginal e longevidade. A probabilidade de sucesso das restaurações cerâmicas obtidas com esse sistema, após 5 anos, foi de 90%. Com base nos baixos índices de fraturas e alta longevidade, o autor recomenda as restaurações cerâmicas obtidas com esse sistema.

Giordano (2006) fez uma revisão da literatura dos sistemas CAD/CAM para a confecção de restaurações indiretas. Entre eles, deu especial atenção ao Cerec 3 (Sirona), ao Cerec in-Lab (Sirona), aos blocos cerâmicos Vita Mark II (Vita) e ProCAD (Ivoclar Vivadent) e ao bloco de resina composta Paradigm MZ 100 (3M ESPE). Ressaltou que existem à disposição no comércio odontológico blocos policromáticos como os de Vita Triluxe. Para o sistema Cerec in-Lab outros blocos podem ser utilizados, como o In-Ceram (Vita) e o IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent), além dos blocos compostos de zircônia Vita InVizion e IPS e.max ZirCAD. Sobre discrepância marginal, revisou artigos sobre o ângulo de convergência das paredes e valor de discrepância entre 80 µm e 100 µm. Analisando-se clínica e laboratorialmente, as restaurações fresadas demonstram ser um tratamento estético alternativo seguro às restaurações fabricadas convencionalmente.

Schneider (2007) relatou sobre a nova unidade fresadora Cerec MC XL (Sirona). A fresagem de blocos cerâmicos ou resinosos é facilitada com a utilização dessa nova unidade fresadora. Segundo o autor, a unidade fresadora permite a confecção de restaurações mais

rapidamente, com maior precisão e com considerável diminuição de ruídos. A unidade utiliza pontas diamantadas novas e maiores, com 20 mm, que diminuem as chances de emperramento da ponta na fresagem de maior profundidade, como nas pontes fixas.

Com o intuito de comparar os términos cervicais em forma de bisel, chanfro e ombro, Tsitrou, Northeast e Van Noort (2007a) examinaram a discrepância marginal de coroas confeccionadas com blocos de resina composta pelo sistema Cerec 3 (Sirona). Três preparos foram confeccionados em dentes molares de manequim com redução oclusal de 2,0 mm, redução axial de 1,2 mm e término em bisel de 45°, chanfro e ombro em 90°. Dez réplicas de cada preparo foram obtidas. As restaurações cerâmicas confeccionadas com blocos Paradigm MZ 100 (3M ESPE) no sistema Cerec 3 foram então inseridas nos preparos com um silicone de adição de consistência leve (Aquasil, Dentsply) e mantidas sob carga constante de 40 N por 3 min por meio de um tensômetro (Loyds Instrument, Model LRX). Após a polimerização desse silicone, a restauração cerâmica foi removida do preparo com o silicone leve preso à restauração. Um silicone de adição de consistência pesada, de cor diferente do primeiro, foi inserido dentro da restauração cerâmica para aderir-se ao primeiro. Após a polimerização do segundo silicone, esse foi removido e cuidadosamente seccionado com o auxílio de uma lâmina de bisturi, nos sentidos vestibulolingual e méso-distal, obtendo-se 4 pedaços. A discrepância marginal foi mensurada com microscópio óptico com aumento de 30x. As restaurações cerâmicas foram cimentadas com RelyX Unicem (3M ESPE) e seccionadas com disco de diamante em 4 pedaços, similarmente às réplicas de silicone, e incluídas em resina acrílica. A mensuração da discrepância marginal foi realizada com microscópio óptico com aumento de 30x. Os resultados obtidos pela mensuração das réplicas para as restaurações cerâmicas com término em bisel foram de $105 \mu\text{m} \pm 34 \mu\text{m}$; para os términos em chanfro, $94 \mu\text{m} \pm 27 \mu\text{m}$; e para os términos em ombro, $91 \mu\text{m} \pm 22 \mu\text{m}$. A mensuração das coroas mostrou resultados de $102 \mu\text{m} \pm 28 \mu\text{m}$ para os términos em

bisel, de $91 \mu\text{m} \pm 11 \mu\text{m}$ para os términos em chanfro e de $77 \mu\text{m} \pm 8 \mu\text{m}$ para os términos em ombro. Não houve diferenças significativas entre os grupos, entretanto os valores obtidos são clinicamente aceitáveis.

Para avaliar a fidelidade e a resistência à fratura de inlays cerâmicas cimentadas adesivamente, Stappert et al. (2007) selecionaram 64 molares humanos, que receberam preparações para inlays MOD com 3 mm de profundidade na caixa oclusal com istmo de 2 mm e paredes circundantes com 6° de expulsividade para oclusal. As restaurações cerâmicas foram confeccionadas com IPS Empress (Ivoclar Vivadent), IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent) e ProCAD/Cerec 3 (Ivoclar Vivadent/Sirona). Para cada grupo foram confeccionadas 16 restaurações, totalizando 48 dentes, e os outros 16 dentes não foram preparados e serviram de grupo controle. Para a cimentação adesiva foram utilizados o adesivo Heliobond e Variolink II (Ivoclar Vivadent). Os espécimes foram expostos à carga cíclica num simulador de mastigação (1,2 milhão de ciclos com $F = 49 \text{ N}$, 1,6 Hz) e ciclagem térmica (5.500 ciclos de 5°C para 55°C). Os espécimes foram fotografados na oclusal e palatal, e avaliados microscopicamente para verificar fraturas. Uma máquina de teste universal com velocidade de travessa de 1,5 mm/min foi utilizada para promover as fraturas. As restaurações com cerâmica ProCAD/Cerec 3 apresentaram valor médio de resistência à fratura igual a 2.134, similar ao dos dentes não preparados, igual a 1.960, e estatisticamente diferentes que as restaurações de IPS e.max Press, 1.489, ou IPS Empress, 1.400.

Como a adaptação é crucial para as restaurações dentais, Rudolph, Luthardt e Walter (2007) avaliaram a sensibilidade do sistema CAD/CAM variando-se a forma como foi realizada a impressão óptica. Os autores utilizaram cópias metálicas e modelos de gesso de um canino superior e um primeiro molar inferior com preparos para coroa total com términos em forma de chanfro. Para a impressão óptica, os modelos metálicos foram aspergidos com um pó de dióxido de titânio e escaneados

simulando as situações intra-oral e extra-oral. Os modelos de gesso foram também escaneados simulando as situações intra-oral e extra-oral. O tipo de superfície escaneada não foi estatisticamente significativo na obtenção das imagens. A análise qualitativa revelou alto valor de desvios em áreas de curvaturas ou com mudanças acentuadas. O método computacional 3D experimental aperfeiçoado permite uma análise diferenciada de uma cadeia de processo, bem como estudos comparativos entre os diversos sistemas CAD/CAM.

Delbons (2007) avaliou a adaptação marginal de restaurações cerâmicas inlays MOD confeccionadas com os sistemas IPS Empress (Ivoclar Vivadent) e Cerec in-Lab (Sirona). Foram realizados 10 preparos para inlay em 10 molares humanos. Para cada dente foi confeccionada uma restauração cerâmica de IPS Empress e outra com o sistema Cerec in-Lab. A adaptação marginal das restaurações cerâmicas foi avaliada antes e após o ajuste em um microscópio óptico com um aumento de 70x. Os ajustes foram realizados utilizando-se um spray de carbono pelo método visual. Avaliou-se também a adaptação marginal das restaurações cerâmicas e seus respectivos modelos de gesso. Após a obtenção de fotografias digitais das faces proximais, a mensuração da discrepância marginal foi realizada por dois avaliadores independentes através do programa de análise de imagens (Image Tool 3.0, University of Texas Health Science Center, San Antonio). Não houve diferença significativa entre as restaurações cerâmicas e seus respectivos modelos de gesso, entretanto houve diferença significativa entre as restaurações cerâmicas e seus respectivos dentes. As restaurações cerâmicas confeccionadas com o sistema IPS Empress apresentaram melhor adaptação marginal quando comparadas com as restaurações cerâmicas Cerec in-Lab.

Edelhoff e Ozcan (2007) revisaram a literatura a respeito do efeito da cimentação na longevidade de restaurações indiretas unitárias. Cento e vinte e cinco artigos foram selecionados por meio de pesquisa na PubMed utilizando-se uma diversidade de palavras-chave. A cimentação

de pinos intracanal foi excluída. Concluíram que, além da cimentação, o preparo e a adequada adaptação marginal são fatores diretamente relacionados com o selamento marginal e, conseqüentemente, com a longevidade da restauração. Além disso, a cimentação adesiva promove a retenção da restauração e a preservação dos tecidos dentais.

Conrad, Seong e Pesun (2007) realizaram extensa revisão da literatura sobre os materiais e os sistemas cerâmicos disponíveis. Apresentam tanto o início da utilização da cerâmica feldspática, em 1903, quanto os conceitos pioneiros de incorporação de óxidos de alumina, em 1965, e de óxidos de zircônia, em 1969. São abordados os diferentes sistemas, suas composições, técnica de confecção das restaurações, as indicações e as falhas clínicas. Relatam sobre a diversidade de palavras-chave pertinentes ao tema, que foram pesquisadas entre 1996 e 2006 na MEDLINE e na PubMed. Outros aspectos como a longevidade, a adaptação marginal, procedimentos de cimentação, cor e recomendações clínicas são revisados. Concluíram que não existe evidência que suporte a utilização de uma única cerâmica ou de um único sistema para todas as situações clínicas. Novos estudos clínicos de longevidade de materiais e sistemas são necessários.

Bindl e Mörmann (2007) avaliaram a adaptação marginal e interna de infra-estruturas cerâmicas confeccionadas com sistema CAD/CAM. Seis segundos pré-molares e segundos molares inferiores esquerdos receberam preparações com desgaste oclusal de 2 mm e convergência das paredes de 6° a 8°. Os dentes foram duplicados em resina epóxica com 6 dentes por grupo. Os grupos foram divididos em infra-estruturas obtidas com a fresagem e sinterização de blocos de In-Ceram zircônia (Vita). Metade dos dentes recebeu término cervical em forma de ombro (A2), e metade em forma de chanfro (B1). Para os blocos de dissilicato de lítio experimental VP 2297 (Ivoclar Vivadent), os termos foram em ombro (A3), DCS Y-TZP zircônia (DC Zircon, Metoxit) (A4), Cercon Y-TZP zircônia (Cercon, Degussa). Metade dos dentes recebeu término cervical em forma de ombro (A5), e metade em forma de chanfro (B2), In-Ceram

zircônia (Vita) (A6). As infra-estruturas foram cimentadas com Panavia 21 (Kuraray). Na seqüência, os espécimes foram seccionados no sentido vestibulolingual com disco de diamante (Isomet, Buehler), e quatro mensurações no centro de cada face mesial, vestibular, distal e lingual foram realizadas com aumento de 120x com microscópio eletrônico de varredura, para determinar os valores de discrepância marginal. Para a determinação dos valores de discrepância interna, 11 locais diferentes da interface infra-estrutura/cimento/dente foram avaliados, totalizando 22 pontos por dente. Os resultados dos termos em ombro para as infra-estruturas In-Ceram zircônia foram de $53 \mu\text{m} \pm 17 \mu\text{m}$; para as In-Ceram zircônia, $113 \mu\text{m} \pm 25 \mu\text{m}$; para Cerec Y-TZP zircônia, $53 \mu\text{m} \pm 9 \mu\text{m}$; para DCS Y-TZP zircônia, $32 \mu\text{m} \pm 6 \mu\text{m}$; para Cercon Y-TZP zircônia, $120 \mu\text{m} \pm 6 \mu\text{m}$; e para os experimentais VP 2297, $153 \mu\text{m} \pm 22 \mu\text{m}$. As infra-estruturas em preparos com término em forma de ombro apresentaram melhores resultados que em forma de chanfro. O CAD/CAM produziu infra-estruturas com melhor adaptação marginal e interna do que a técnica de infiltrado por vidro e CAD/CAM conjuntas.

A capacidade de desgaste de blocos de cerâmica e de resina composta pode ser mensurada com o cálculo de um índice de fragilidade. Esse índice varia em diferentes materiais e pode interferir na integridade marginal. Por sua vez, o grau de definição da margem fresada pode ser mensurado com o fator de lascamento marginal. Tsitrou, Northeast e Van Noort (2007b) investigaram a possível correlação entre o índice de fragilidade de materiais para fresagem e o fator de lascamento marginal. O bloco de resina composta Paradigm MZ100 (3M ESPE) e três tipos de blocos cerâmicos, Vita Mark II (Vita), ProCAD (Ivoclar Vivadent) e IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent), foram submetidos ao testes de dureza Vickers com carga de 49 N, para mensurar o índice de fragilidade. Para calcular o fator de lascamento marginal, foram confeccionadas coroas com término em bisel de 30°. Os resultados demonstraram que o Paradigm MZ 100 tem baixo índice de fragilidade e lascamento marginal, enquanto o IPS e.max CAD apresentou os maiores valores de índice de

fragilidade e lascamento marginal. A análise estatística dos resultados mostrou que houve correlação entre o índice de fragilidade e o lascamento marginal.

Quaas, Rudolph e Luthardt (2007) testaram os métodos de obtenção de imagem através de moldes e de modelos de gesso. Para isso os autores realizaram preparos para coroa total num canino superior direito e num primeiro molar inferior esquerdo. A digitalização mecânica mostrou alta fidelidade. Entretanto, a obtenção de imagem através de molde não foi adequada e, portanto, não é recomendada. Dessa forma, os moldes devem ser vazados para a obtenção de modelos de gesso para o escaneamento.

Uma comparação entre a técnica da réplica e a espessura de cimento após a cimentação foi realizada por Rahme et al. (2008). Vinte coroas de Procera (Nobel Biocare) foram fabricadas para 10 pilares de resina similares a um incisivo central superior e mais 10 similares a um primeiro pré-molar superior com preparos para coroa total. Para a técnica da réplica, as coroas como o silicone de adição leve (President, Coltène) foram aplicadas e mantidas com pressão constante de 3,8 kg sobre seus respectivos pilares até a polimerização do material. As coroas foram cuidadosamente removidas juntamente com a película de silicone leve. Um silicone de adição pesado (President, Coltène) foi utilizado para reforçar e estabilizar a película de silicone leve. As amostras de incisivo foram então cortadas duas vezes no sentido vestibulolingual e uma vez no sentido mésio-distal. As amostras de pré-molar foram cortadas duas vezes no sentido vestibulolingual e duas vezes no sentido mésio-distal, com 1 mm de distância entre os cortes. Um ionômero de vidro Fuji I (GC America) foi utilizado para cimentar as coroas a seus respectivos pilares de resina. O conjunto pilar e coroa foi incluído numa resina fotopolimerizável transparente e seccionados na seqüência, da mesma maneira realizada na técnica da réplica. As mensurações foram feitas em quatro locais próximos ao término cervical, quatro nas paredes axiais e duas nas faces oclusal e incisal. Um microscópio óptico Olympus B e uma

câmera digital (Nikon Coolpix 4500, 4,0 Megapixels) obtiveram as imagens, que foram analisadas no software Image Tool 3.0 (University of Texas Health Science Center, San Antonio). Os resultados foram tratados estatisticamente com o software SPSS-PC (SPSS). Os resultados do estudo recomendam a utilização da técnica da réplica para mensuração da discrepância interna. Somente quando cada face (vestibular, lingual, mesial e distal) foi comparada separadamente no término cervical, não foi encontrada diferença estatística significativa entre os pré-molares e os incisivos.

Para avaliar a adaptação marginal e interna, Lee et al. (2008) compararam infra-estruturas e coroas confeccionadas com o sistema Procera e com o sistema Cerec 3D. Um dente em acrílico similar a um segundo pré-molar inferior esquerdo recebeu preparo cavitário com término em ombro com 1,0 mm de profundidade e com as paredes com 12º de expusividade. Esse dente foi duplicado e metalizado. Em seguida, foram obtidos dez modelos em gesso especial. Esses modelos foram escaneados para se obterem dez coroas com infra-estrutura e cobertura cerâmica de alumina com o sistema Procera. Mais 10 outras coroas foram obtidas com a fresagem de blocos Vita Mark II (Vita) pelo sistema Cerec 3D. Infra-estruturas de alumina confeccionadas com o sistema Procera serviram como grupo controle. As infra-estruturas e as coroas foram fixadas aos dentes metálicos por meio de um dispositivo especial. A discrepância marginal absoluta foi mensurada em 50 pontos com um microscópio (MM-40, Nikon). A adaptação interna foi mensurada por meio da pesagem das películas de um silicone de adição (Fusio Wash type, GC). A média da discrepância marginal das infra-estruturas de Procera ($72,2 \mu\text{m} \pm 7,0 \mu\text{m}$) foi menor que a das coroas Procera ($89,6 \pm 9,5 \mu\text{m}$) e coroas Cerec 3D ($94,4 \mu\text{m} \pm 11,6 \mu\text{m}$). Entretanto, não houve diferença estatística significativa entre as coroas. Internamente, as coroas Cerec 3D apresentaram valor médio de desadaptação maior ($109,5 \mu\text{m} \pm 4,7 \mu\text{m}$) que as infra-estruturas ($71,4 \mu\text{m} \pm 5,3 \mu\text{m}$) e as coroas Procera ($68,3 \mu\text{m} \pm 6,9 \mu\text{m}$).

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo, *in vitro*, foi avaliar as adaptações marginal e interna de diferentes restaurações cerâmicas por meio de microscopia eletrônica de varredura e de microscopia óptica, com os seguintes sistemas cerâmicos:

- a) CAD/CAM Cerec 3 – ProCAD;
- b) CAD/CAM Cerec in-Lab – IPS e.max ZirCAD e IPS e.max Ceram;
- c) injetável – IPS Empress 2 e IPS e.max Ceram.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Obtenção e Seleção dos Dentes

Para a execução deste estudo foram obtidos 10 terceiros molares humanos hígidos, doados pelo banco de dentes da Universidade Federal de Alfenas (UNIFAL-MG) (Figura 1). Com a colaboração do banco de dentes, imediatamente após a extração, os dentes foram mantidos em potes hermeticamente fechados com solução de timol a 0,1% pelo período máximo de 90 dias antes dos procedimentos experimentais, para evitar a proliferação bacteriana. O projeto de pesquisa foi submetido à avaliação do comitê de ética (CEP) (Anexo A) da Universidade Federal de Santa Catarina, tendo sido aprovado.



Figura 1 – Visualização dos dentes utilizados na pesquisa.

Para a seleção, a porção radicular dos dentes foi raspada com o auxílio de curetas periodontais (Hu-Friedy, Chicago, IL, EUA) e limpos com taças de borracha impregnadas com uma pasta de pedra-pomes e água, montados numa peça de mão de baixa rotação. Após a limpeza, os dentes foram inspecionados com uma lupa estereoscópica (Carl. Zeiss, Göttingen, Niedersachsen, Alemanha), com aumento de 20x, objetivando excluir dentes com trincas, fendas e alterações estruturais, as quais poderiam comprometer os resultados.

4.2 Inclusão dos Dentes

Os dentes selecionados foram incluídos individualmente em peças plásticas (Monta Tudo, Elka Plásticos Ltda., São Paulo, SP, Brasil) (Figura 2), preenchidas com resina epóxica (Epoxiglass Indústria e Comércio de Produtos Químicos Ltda., Diadema, SP, Brasil, lote: 00179-07) (Figura 3 A-D).

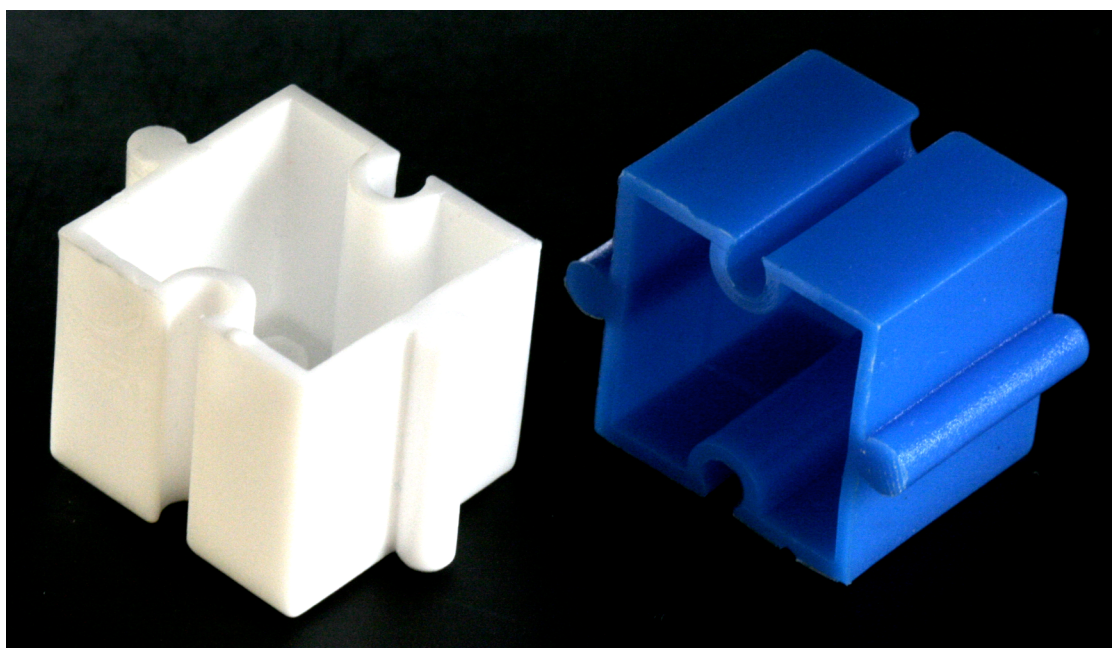


Figura 2 – Peças plásticas para a inclusão dos dentes.

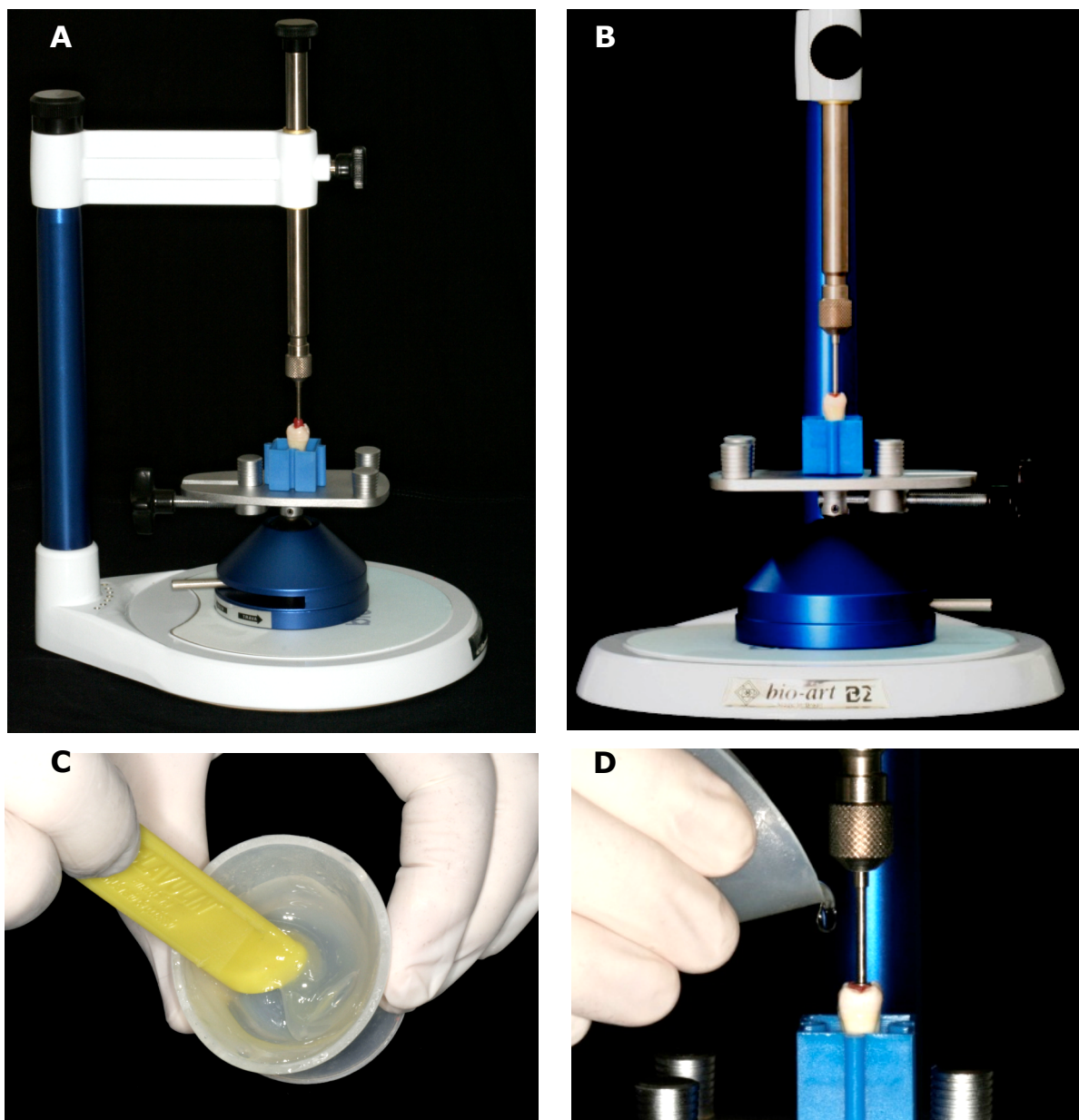


Figura 3 – A. Vista lateral do delineador utilizado para a inclusão dos dentes perpendiculares à base da peça plástica; B. Vista frontal do delineador com parte da raiz dental posicionada no interior da peça plástica; C. Manipulação da resina epóxica; e D. Vazamento da resina epóxica no interior da peça plástica.

As coroas dos dentes foram fixadas com cera utilidade à haste vertical do Delineador B2 (Bio-Art Equipamentos Odontológicos, São Carlos, SP, Brasil) e posicionadas sobre as peças plásticas (Monta Tudo, Elka Plásticos Ltda., São Paulo, SP, Brasil), de forma que 3 mm de raiz cervical ficassem fora da resina epóxica, até a completa polimerização da resina (Figura 3D). Dessa forma, os dentes foram incluídos com os

longos eixos perpendiculares às bases das peças plásticas. O procedimento de inclusão teve como finalidade facilitar o manuseio durante as etapas subseqüentes da pesquisa (Figura 4).

Após a inclusão, cada conjunto dente e peça plástica foi identificado com letras do alfabeto (de "A" a "J") e moldado duas vezes com o silicone de adição Adsil (Vigodent S.A. Indústria e Comércio, Rio de Janeiro, Brasil, Lote 006/07), para a confecção de guias de orientação de desgaste durante a realização dos preparos cavitários. Um dos guias foi fatiado ao meio no sentido vestibulolingual, e o outro, fatiado em três partes, nos terços oclusal, médio e cervical (Figura 5).

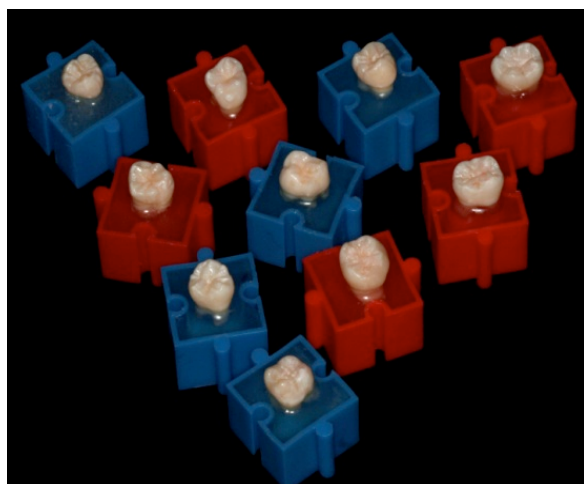


Figura 4 – Dentes incluídos em resina epóxica nas peças plásticas.

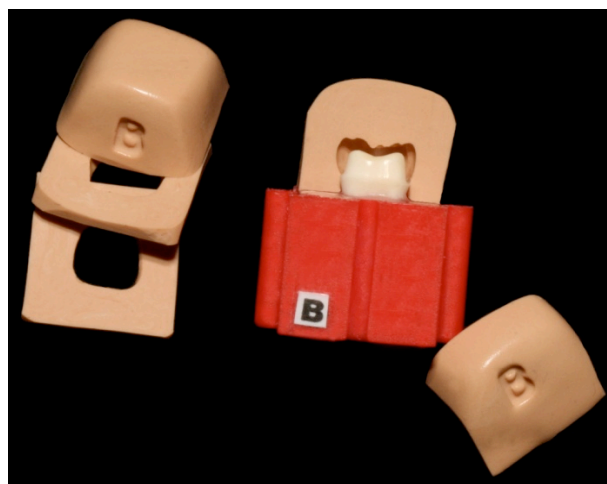


Figura 5 – Aspecto do dente e troquel "B" com suas respectivas guias de silicone utilizadas para orientação do desgaste durante a confecção dos preparos cavitários.

4.3 Preparos Dentais

Os preparos foram iniciados pelo desgaste axial. Para isso, as pontas diamantadas utilizadas foram adaptadas a uma peça de mão de alta rotação (RS 350, Dabi-Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil). O grau de convergência, 6° em cada parede, foi obtido pelas pontas diamantadas,

que permaneceram perpendiculares à base do anel durante a definição das paredes axiais ao nível dos terços cervical e médio.

O preparo cavitário obtido em cada dente apresentava uma redução oclusal de 2 mm e uma redução axial de 1,5 mm, com margem cervical em forma de chanfro (AKBAR et al., 2006).

O preparo para os dentes foi realizado com as pontas diamantadas troncocônicas de extremo arredondado nº 4137 (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil, Lote 18280807), nº 4137F (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil, Lote 30720905) e nº 4137FF (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil, Lote 060912), com diâmetro máximo de 2,5 mm (Figura 6).

Com a ponta diamantada troncocônica de extremo arredondado (nº 4137) paralela à inclinação das paredes circundantes vestibular, lingual e ao longo eixo do dente (Figuras 7 e 8), na altura dos terços cervical e médio, realizou-se um sulco de orientação por cúspide, inserindo-se a metade do diâmetro da ponta diamantada selecionada, 1 mm aquém do término cervical, em alta rotação e refrigeração abundante. Esses sulcos foram realizados paralelamente à inclinação das paredes circundantes vestibular e lingual, nos terços médio e oclusal (Figura 9 e 10).

Foram realizados sulcos de orientação na face oclusal. De forma semelhante às faces circundantes, a face oclusal recebeu inicialmente um sulco de orientação por cúspide paralelo a ela. Na Figura 11, pode-se observar os sulcos de orientação axiais e oclusal.

Na seqüência, foi realizado o desgaste com a união dos sulcos de orientações. Nas proximais, foi realizado um sulco de orientação por proximal e, posteriormente, o desgaste das proximais com a união dos desgastes das faces livres (Figura 12).

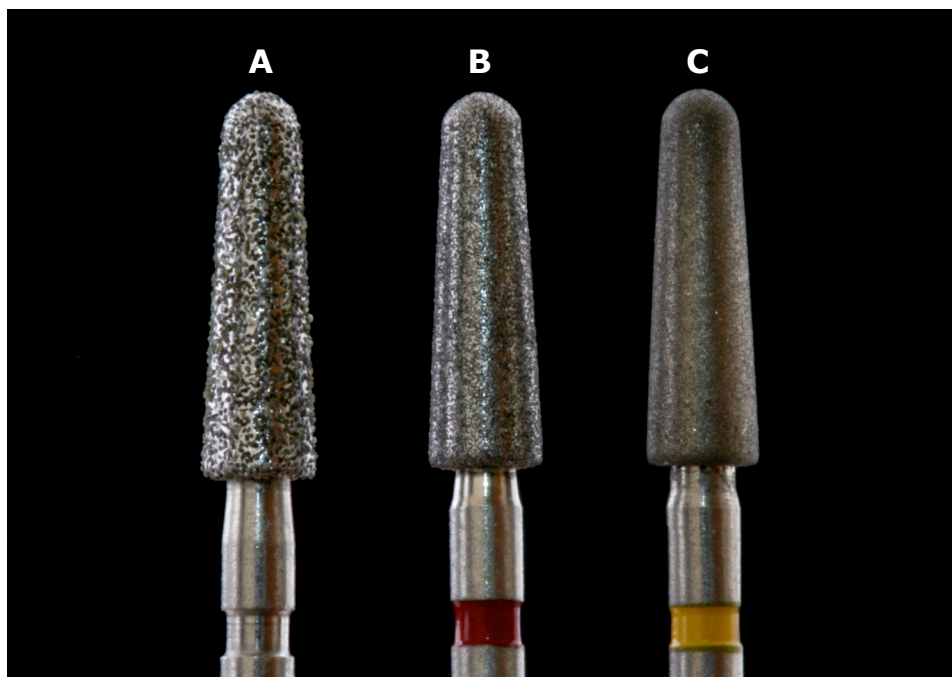


Figura 6 – Pontas diamantadas troncocônicas de extremo arredondado de diferentes granulações, utilizadas para o preparo dos dentes. A – 4137; B – 4137F e C – 4137FF.

Após esse procedimento, a ponta diamantada troncocônica de extremo arredondado foi substituída por outra de formato idêntico, mas com diamantes de granulação fina (nº 4137F), refinando os desgastes previamente realizados (Figura 13). Na sequência a ponta com diamantes de granulação fina foi substituída por uma de granulação extrafina, nº 4137FF, para dar continuidade ao refinamento do preparo das paredes axiais dos terços cervical e médio.

A cada cinco preparos as pontas foram substituídas por outras novas, para manter a eficiência do desgaste. Todos os preparos foram realizados com leve pressão e abundante refrigeração ar/água, para evitar o aquecimento da estrutura dental.

Para o polimento do preparo foi realizada uma adequação na forma das pontas montadas de borracha, silicone e carbeto de silício (Vigodent S.A. Indústria e Comércio, Rio de Janeiro, Brasil, Lote 002/09). Essas pontas foram aplicadas com movimentos leves e intermitentes para evitar o aquecimento do dente, até a obtenção de uma superfície do preparo lisa e polida (Figuras 14 e 15).

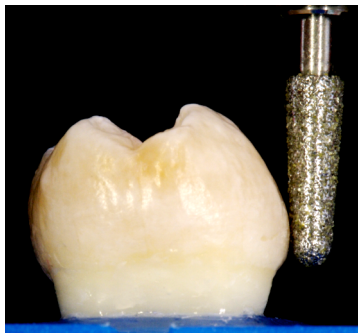


Figura 7 – Ponta posicionada para a confecção do sulco de orientação axial no terço cervical.

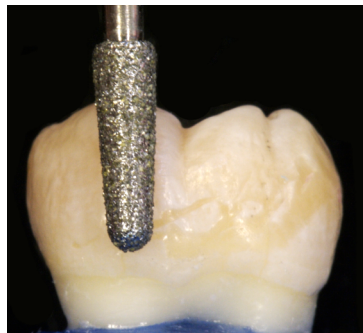


Figura 8 – Vista vestibular do dente e da ponta diamantada.

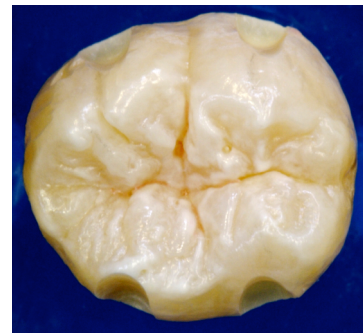


Figura 9 – Vista oclusal do dente com os sulcos de orientações axiais do terço cervical.

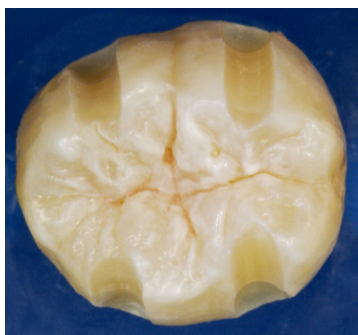


Figura 10 – Sulcos de orientações axiais em duas inclinações.

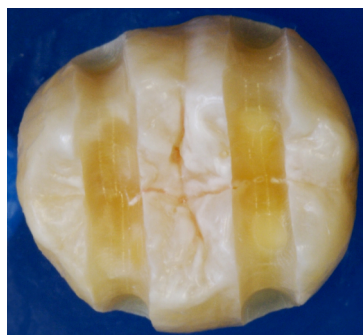


Figura 11 – Sulcos de orientações axiais e oclusais.

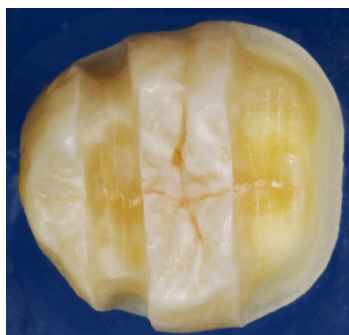


Figura 12 – Desgaste da face proximal mesial.

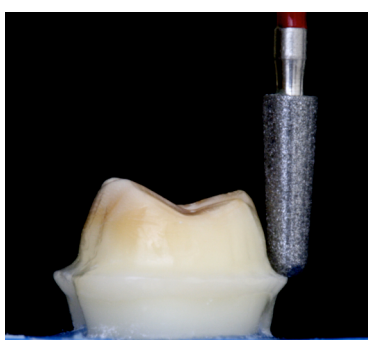


Figura 13 – Acabamento com a ponta com diamantes de granulação fina.



Figura 14 – O polimento foi realizado com uma ponta de borracha abrasiva pré-contornada.

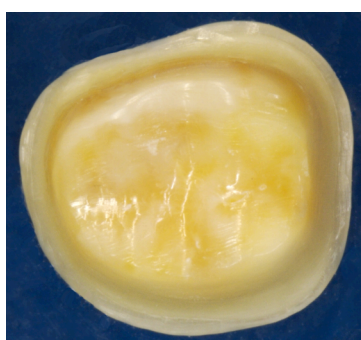


Figura 15 – Vista oclusal do preparo para coroa total cerâmica finalizado.

Durante a realização do preparo cavitário, as guias de orientação foram posicionadas para acompanhar e orientar o desgaste (Figura 16).

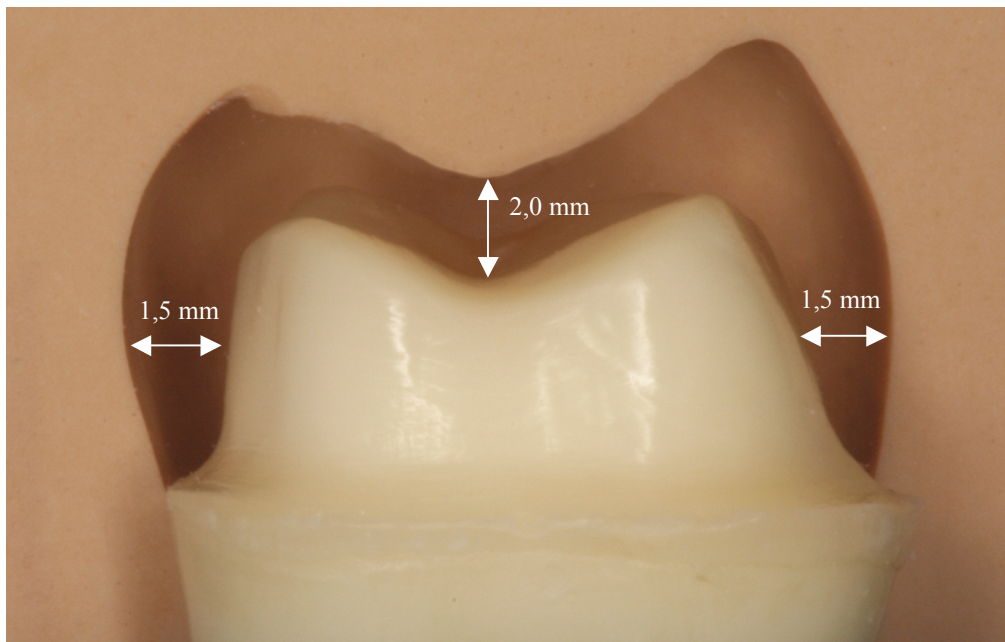
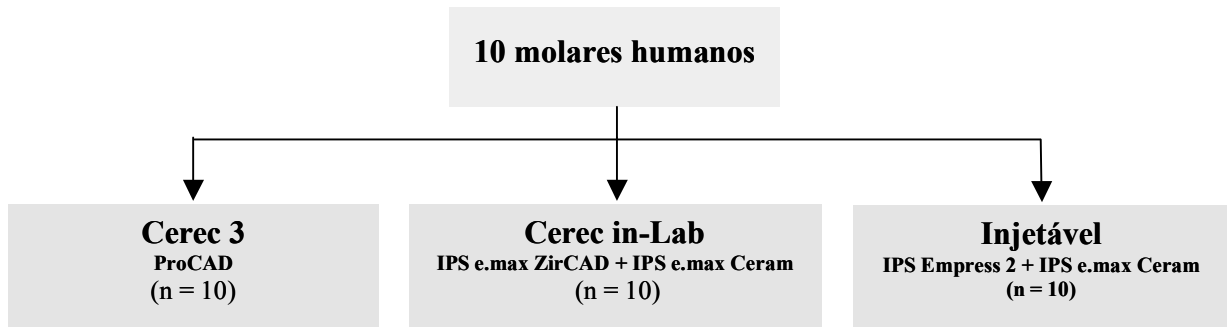


Figura 16 – Visualização de um preparo e sua respectiva guia posicionada para orientação de desgaste durante a realização do preparo cavitário.

Após a finalização dos preparos cavitários, os dentes foram armazenados em potes fechados com solução de timol a 0,1% durante os processos de escaneamento, moldagem e testes de desadaptação marginal, para manter a umidade encontrada na cavidade oral e evitar a proliferação bacteriana.

4.4 Divisão dos Grupos

A moldagem convencional e/ou a impressão óptica de cada um dos 10 molares preparados foram realizadas para a confecção de três diferentes coroas com os sistemas: injetável – IPS Empress 2 (n = 10); Cerec in-Lab – IPS e.max ZirCAD (n = 10); e Cerec 3 – ProCAD (n = 10) (Quadro 1).



Quadro 1 – Disposição dos grupos e número de dentes.

4.5 Confeção das Coroas Cerâmicas

4.5.1 Confeção das Coroas pelo Sistema Cerec 3

As restaurações cerâmicas foram obtidas por meio da fresagem dos blocos de cerâmica feldspática reforçada por leucita ProCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Lote H22577), com o sistema CAD/CAM Cerec 3 (Sirona, Bensheim, Alemanha) (Figura 17).



Figura 17 – Bloco cerâmico ProCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) utilizado para a confecção das restaurações cerâmicas do grupo Cerec 3.

Embora o sistema Cerec 3 (Figura 18) possa obter a impressão óptica dos modelos de gesso, o objetivo principal e a grande vantagem desse sistema é a impressão óptica diretamente na cavidade bucal, simplificando a técnica e eliminando etapas laboratoriais. Assim, para essas restaurações cerâmicas, as impressões ópticas foram realizadas diretamente sobre os dentes preparados para coroa total.

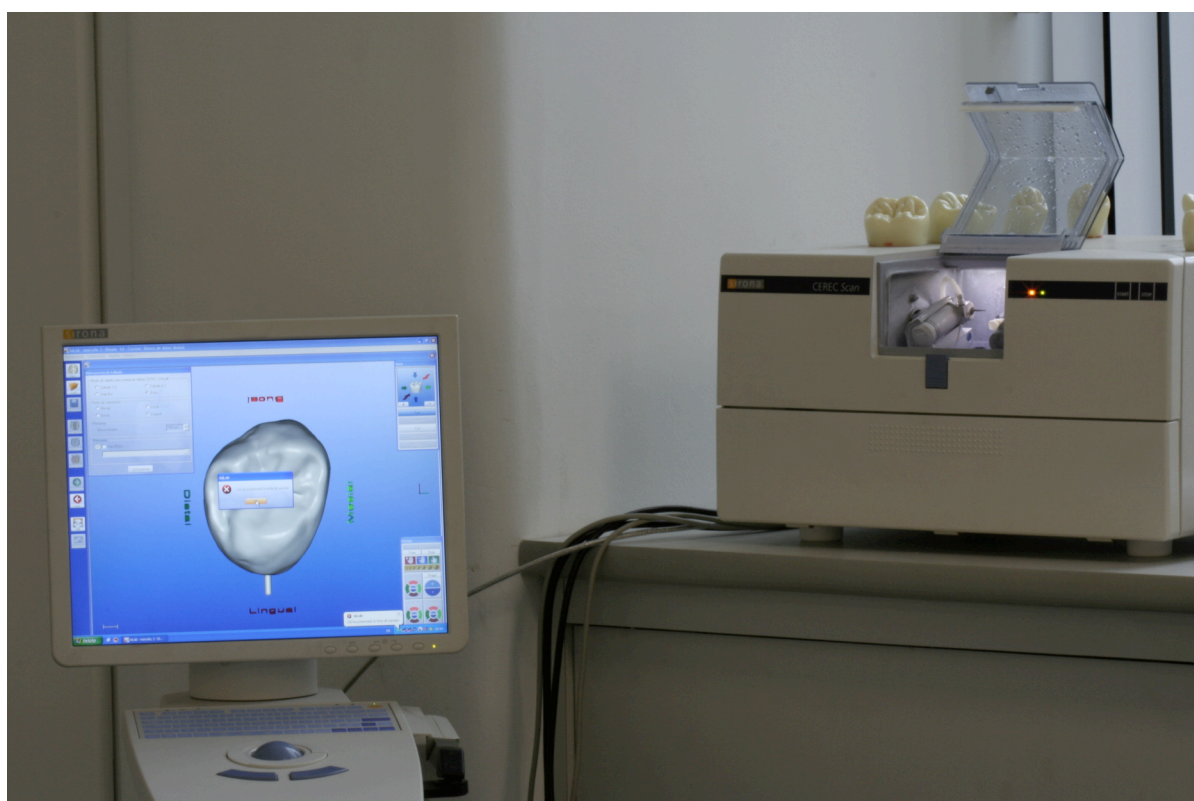


Figura 18 – Sistema Cerec com suas unidades de captura de imagem, computador e fresagem.

Inicialmente, cada preparo foi impregnado com spray de dióxido de titânio IPS Contrast Spray Labside (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Lote KL8503), aspergido em quantidade homogênea (aproximadamente 40 μm) em toda a extensão do preparo. O pó de dióxido de titânio teve como finalidade padronizar a reflexão em todas as áreas do preparo, permitindo a adequada impressão óptica do preparo (Figura 19).

Na seqüência, o leitor óptico infravermelho 3D (Sirona, Bensheim, Alemanha) foi posicionado sobre o dente preparado para coroa total (Figura 20), centralizado, estabilizado e enquadrado mediante a observação diretamente na tela do computador (Processador Intel Core2Duo E6600, 3 GB de memória RAM, 800 MHz DDR-2, HD 250 GB, placa de vídeo dedicada GeForce 8800GTS/640 MB), permitindo enxergar todo o contorno do preparo cavitário (Figura 20). Quando a imagem, centralizada na tela do computador, era considerada nítida, o operador acionava um pedal na unidade do computador e a imagem era salva digitalmente. No caso de imagem deficiente, ela era descartada e o procedimento era repetido até se obter uma imagem nítida.

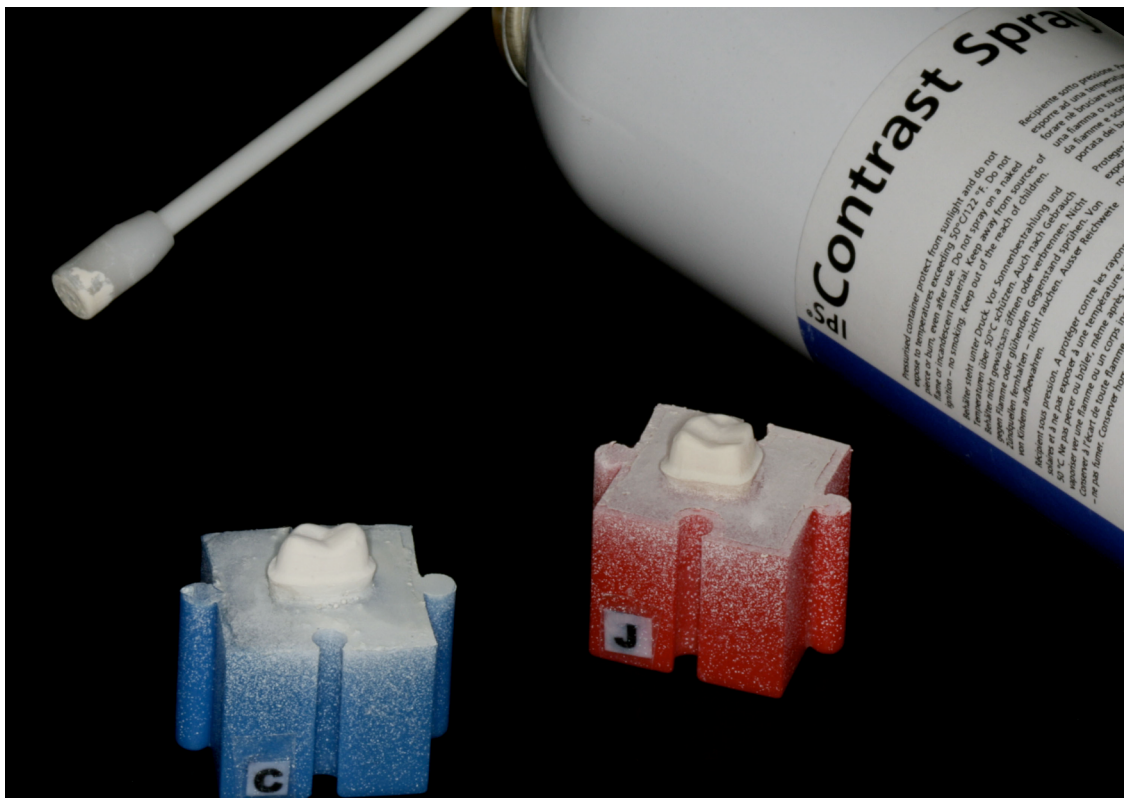


Figura 19 – Os dentes “C” e “J”, assim como os demais, foram impregnados com o pó de dióxido de titânio IPS Contrast Spray Labside (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

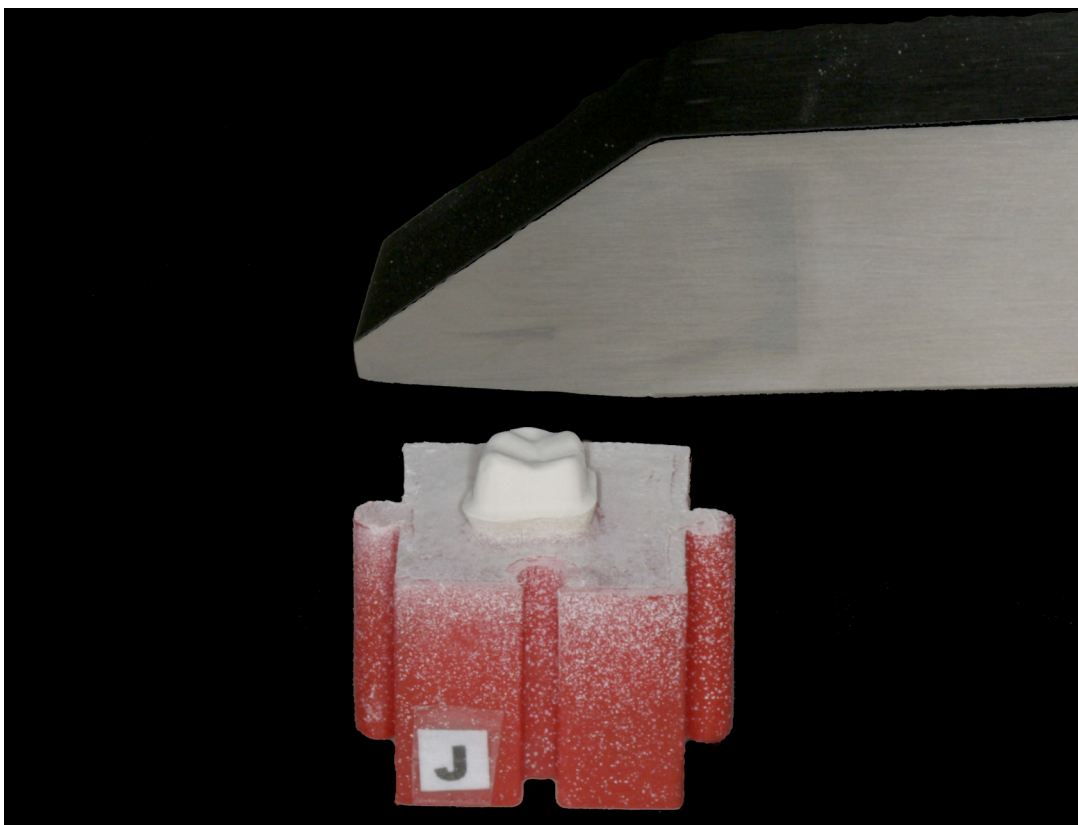


Figura 20 – Vista lateral superior da ponta de leitura do escâner óptico topográfico posicionado acima do dente para a captura da imagem do preparo impregnado com óxido de titânio.

No computador, uma seqüência de etapas foi executada para a construção digital da restauração indireta. Dados como localização do dente, término cervical, tipo de preparo, espaçamento interno e tipo do bloco a ser fresado foram informados até a completa confecção digital da restauração indireta (Figuras 21 a 34). A escultura oclusal selecionada foi a *Lee Culp Anatomy – youth*. Não se utilizou espaçamento digital, devido à impregnação prévia com spray de dióxido de titânio IPS Contrast Spray Labside (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), haja vista que ele promoveu previamente um espaçamento de aproximadamente 40 µm.

Na fresadora Cerec Scan, o bloco de cerâmica feldspática com partículas finas, cor A2, tamanho I12, com 12 x 10 x 15 mm³, ProCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Lote H22577), foi acoplado e fixado com o rosqueamento do parafuso de fixação (Figura 35).

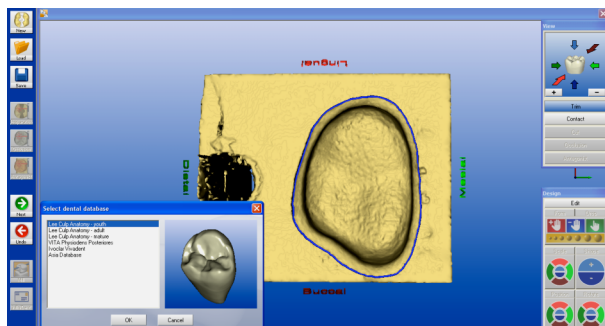


Figura 27 – Seleção do tipo de anatomia oclusal a ser confeccionada.

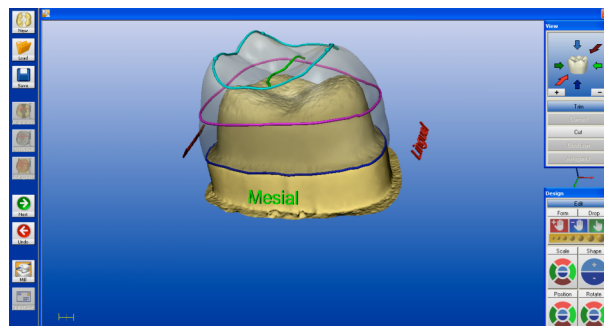


Figura 28 – Visualização tridimensional das linhas de contorno da restauração.

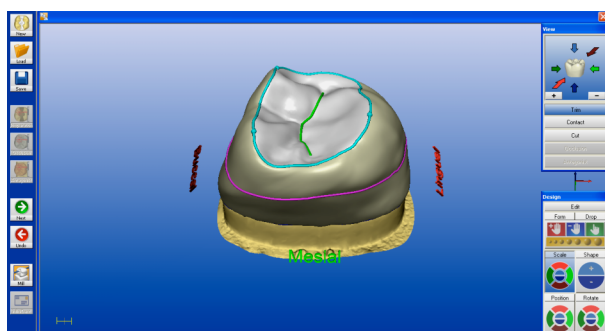


Figura 29 – Visualização tridimensional prévia dos contornos da restauração.

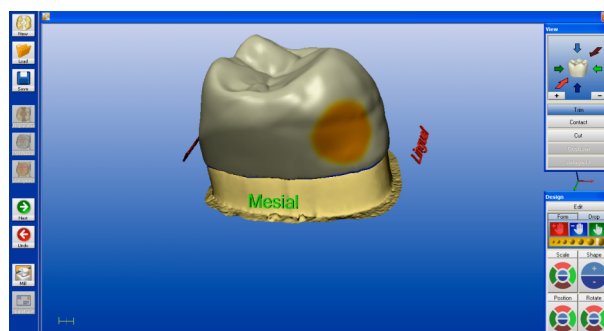


Figura 30 – Pequenos ajustes no contorno foram realizados com diferentes ferramentas do software.

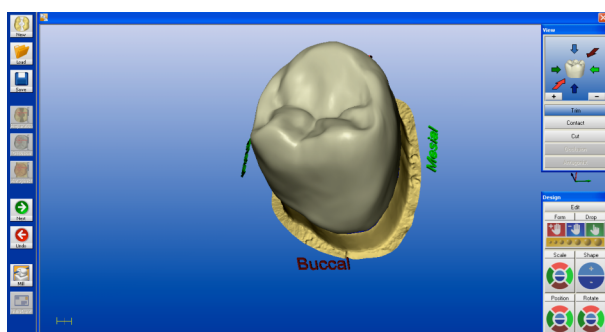


Figura 31 – Visualização tridimensional da restauração após os ajustes de contorno.

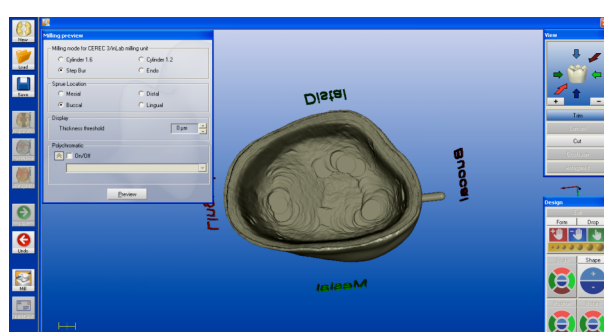


Figura 32 – Visualização da fresagem da superfície interna com a ponta diamantada cilíndrica de extremo reto (1,6 mm).

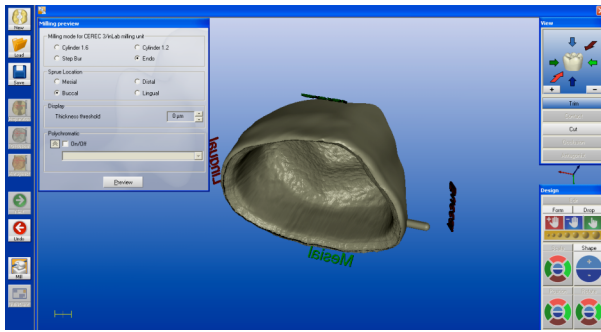


Figura 33 – Visualização da fresagem da superfície interna com a ponta diamantada de extremo afilado (1,2 mm).

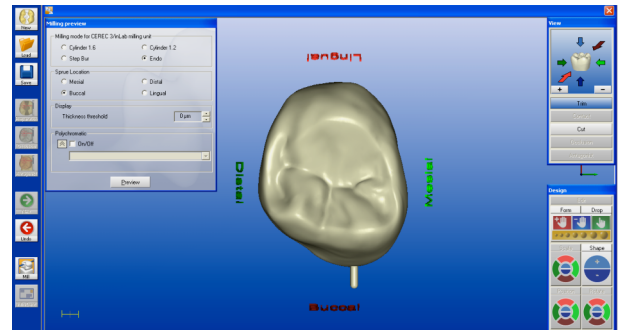


Figura 34 – Seleção da face vestibular para a localização do *sprue*.

Com o acionamento da fresagem do sistema, as pontas diamantadas cilíndrica de extremo afilado com diâmetro de 1,2 mm e cilíndrica de extremo reto de 1,6 mm realizaram a fresagem do bloco ProCAD sob constante e abundante refrigeração com jatos de água (Figuras 36 e 37).



Figura 35 – Fixação do bloco ProCAD na fresadora Cerec Scan.



Figura 36 – Pontas diamantadas utilizadas pela Cerec Scan.



Figura 37 – Fresagem parcialmente concluída de uma das coroas na unidade Cerec Scan.

Após o término da fresagem, a peça cerâmica estava destacada do restante do bloco, mas ainda com a presença do *sprue* (Figura 38 A). Na sequência, foi realizado o acabamento e polimento com cones de borracha abrasiva (H2Dg, H2Dmf e H2D, EVE GmbH, Pforzheim, Alemanha, Lote 208467) em baixa rotação (Figura 38 B).



Figura 38 – A. Restauração cerâmica após a fresagem com o sistema Cerec 3; B. A mesma coroa com acabamento, polimento e sem ajuste interno.

Assim como foi descrito para essa coroa, 9 outras restaurações cerâmicas do mesmo material foram obtidas seguindo os mesmos critérios e etapas.

4.5.2 Confecção das Coroas pelo Sistema Cerec in-Lab

Para a confecção dessas 10 restaurações cerâmicas, foram fresados blocos cerâmicos de óxido de zircônio pré-sinterizado e estabilizado por ítrio IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Lote J04847), tamanho C15, com 14,3 mm x 15,5 mm x 19 mm (Figura 39). Para a fresagem desses blocos, utilizou-se o sistema CAD/CAM Cerec in-Lab (Sirona, Bensheim, Alemanha). Diferentemente do sistema CAD/CAM Cerec 3, esse sistema preconiza um molde do dente preparado e a subsequente obtenção de um modelo de gesso, de onde foi realizada uma impressão óptica.



Figura 39 – Blocos de óxido de zircônio utilizados para a obtenção das infra-estruturas do grupo sistema Cerec in-Lab.

A moldagem foi realizada pela técnica simultânea e com silicone de adição de consistência pesada Virtual (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Lote JL 4169) e de consistência leve Virtual (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Lote HL 4133). O silicone de adição de consistência leve foi injetado diretamente sobre o preparo dental com um misturador e aplicador próprios. O silicone de adição de consistência pesada, após sua manipulação, foi inserido em outra peça plástica (Monta Tudo, Elka Plásticos Ltda., São Paulo, SP, Brasil), que, por sua vez, funcionou como uma moldeira, a qual foi previamente perfurada e então posicionada sobre o preparo com o silicone leve já inserido no preparo (Figuras 40 a 41).

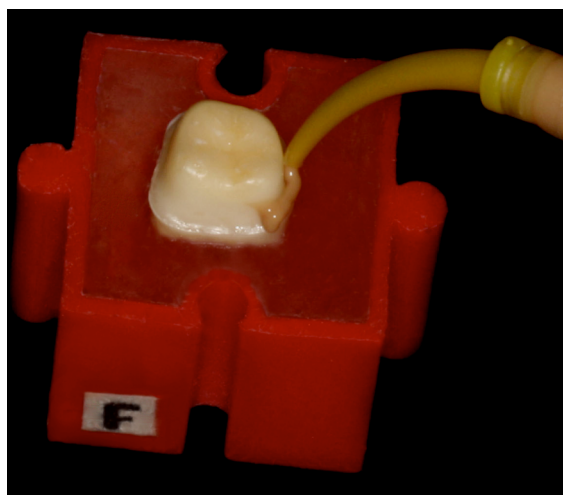


Figura 40 – A moldagem do preparo dental foi iniciada com a aplicação do silicone de consistência leve no término cervical.

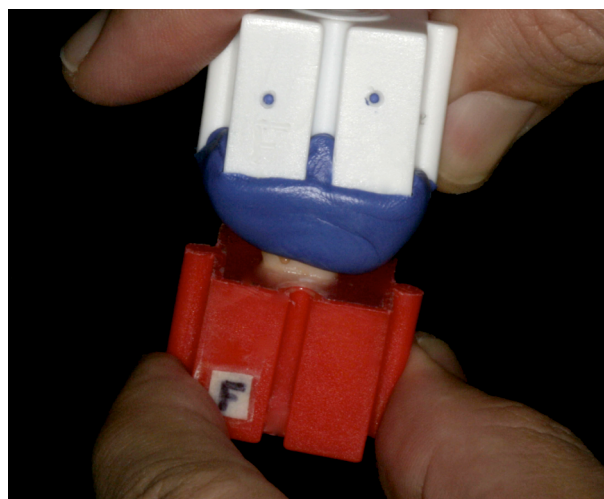


Figura 41 – Simultaneamente à aplicação do silicone de consistência leve, foi inserido o de consistência pesada, acondicionado em outra peça plástica.

Foi mantido o molde em posição por 6 min, para aguardar o tempo de polimerização. Em seguida, o molde foi removido e avaliado com relação a possíveis bolhas, falhas de material ou outras possíveis deficiências (Figura 42). Os moldes que apresentaram deficiências foram descartados. Após 2 h, o molde recebeu aplicação de um antibolhas (Kota Indústria e Comércio Ltda., São Paulo, SP, Brasil, Lote 0800K). O

vazamento do molde foi realizado com gesso especial do tipo 4 CAM-base (Dentona, Dortmund, Alemanha, Lote 9120020) (Figura 43), proporcionado de acordo com as recomendações do fabricante e manipulado a vácuo com pressão de 15 lb por 60 s, e então vazado com cuidado especial para deixar um excesso de gesso correspondente à raiz dental.

Uma hora após o vazamento com gesso, os modelos de gesso foram removidos do molde e um cuidadoso desgaste foi realizado na porção correspondente à raiz dental, para permitir que essa porção ficasse cônica no sentido coroa/raiz. Com esse cuidado, os modelos de gesso adaptavam-se melhor na base rotativa do escâner óptico topográfico externo InEos (Sirona, Bensheim, Alemanha) (Figura 44).

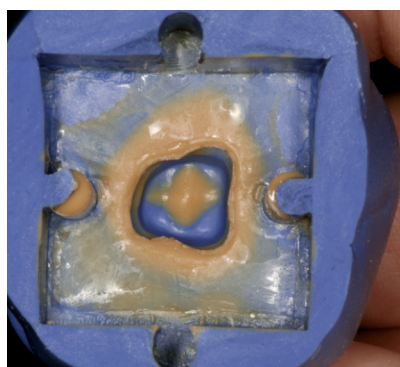


Figura 42 – Molde obtido pela técnica simultânea.



Figura 43 – Gesso especial utilizado para a confecção dos modelos.



Figura 44 – Modelo de gesso troquelado.

A obtenção da imagem de cada troquel foi capturada por meio de radiação infravermelha, com o escâner óptico topográfico inEos (Sirona, Bensheim, Alemanha), e suas imagens armazenadas no software in-Lab (Versão 3.10). A infra-estrutura foi obtida com a fresagem de bloco de óxido de zirconia IPS e.max ZirCAD, com o equipamento Cerec in-Lab.

Para a impressão óptica, o escâner InEos foi conectado a um computador (Processador Intel Core2Duo E6600, 3 GB de memória RAM, 800 MHz DDR-2, HD 250 GB, placa de vídeo dedicada GeForce 8800GTS/640 MB), que, por sua vez, foi conectado à fresadora Cerec Scan (Sirona, Bensheim, Alemanha).

Antes das impressões ópticas, o escâner InEos foi devidamente calibrado com o escaneamento dos padrões de plástico específicos para calibração.

Uma cera específica (Füllmaterial Kronenhalter, Schaan, Liechtenstein) foi utilizada para manter os modelos de gesso estáveis na base rotativa. Ao adaptar a base rotativa no escâner InEos, o ponto de referência foi direcionado para a parte posterior do escâner (Figura 45). A face distal de cada dente foi selecionada e também direcionada para um ponto de referência na base rotativa. Cada preparo foi impregnado com spray de dióxido de titânio IPS Contrast Spray Labside (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Lote KL8503), aspergido com igual quantidade (aproximadamente 40 µm) em toda a extensão do preparo. De acordo com o fabricante, o gesso especial do tipo 4 CAM-base não necessita de aplicação de spray de dióxido de titânio para o escaneamento. Entretanto, o pó foi aplicado com o objetivo de padronizar o espaçamento obtido com o escaneamento dos preparos para a confecção das coroas Cerec/ProCAD. Dessa forma, com o espaçamento obtido com a aplicação prévia do spray de dióxido de titânio, optou-se por não utilizar espaçamento digital.

Durante a realização da impressão óptica, o modelo de gesso ligeiramente inclinado foi rotacionado para a obtenção de imagens nas diferentes faces do preparo, com o preparo para coroa total.



Figura 45 – Escâner inEos e base rotativa com troquel posicionado antes da aplicação do spray de dióxido de titânio e do início da captura de imagem.

Imediatamente após a impressão óptica, a imagem 3D formou-se na tela, onde se pôde definir o término cervical.

Antes da adaptação do primeiro bloco, o fluido de fresagem foi substituído para impedir a contaminação com outros pós e, assim, evitar possíveis descolorações das estruturas durante a sinterização. O bloco de IPS e.max ZirCAD foi acoplado à fresadora Cerec Scan e fixado com o aperto do parafuso de fixação. Ao final, a coroa fresada e o restante do bloco foram cuidadosamente removidos da Cerec Scan.

No início da fresagem selecionou-se o tipo de bloco no software Cerec 3D e registrou-se, por meio do teclado, o código de barras do bloco selecionado. Essa etapa é importante, pois os blocos de IPS e.max ZirCAD contraem-se aproximadamente 20% durante a sinterização, e o fator de contração, que está incluído no código de barras dos blocos, é o que assegura a adaptação adequada após a sinterização (Figura 46).



Figura 46 – Visão do bloco IPS e.max ZirCAD fresado a ser reduzido de tamanho em 20% pela sinterização, sobre troquel de gesso.

Na seqüência os blocos fresados foram embalados em plástico-bolha e, em seguida, dispostos numa caixa de papelão para evitar fraturas ou trincas. Esses cuidados fizeram-se necessários, pois, antes da sinterização, os blocos apresentam baixa resistência. De acordo com o fabricante, após a sinterização, a resistência à flexão é de 900 MPa.

Antes da sinterização, as infra-estruturas fresadas foram cuidadosamente separadas do suporte com disco fino de diamante (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil, Lote 07/0723). A sinterização foi realizada com temperatura de até 1.500 °C durante 8 h no forno Vita ZYrcomat (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha) (Figuras 47 e 48).

Após a sinterização, as infra-estruturas apresentavam-se menores, com a textura lisa e com maior resistência. As infra-estruturas foram colocadas nos respectivos troquéis para conferência da adaptação marginal (Figura 49) e realização de pequenos ajustes internos em alta rotação sob refrigeração com pontas diamantadas esféricas (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil, Lote 17027684), pelo técnico em prótese dentária. Para a determinação das interferências, foi pincelado no interior das infra-estruturas um batom vermelho para maquiagem (Payot Basic, Atalanta Laboratórios e Cosméticos Ltda., Cotia, SP, Brasil, Lote AH07).

As infra-estruturas foram então reposicionadas em seus respectivos troquéis. Na seqüência, removeram-se as infra-estruturas e foram identificadas as interferências pela ausência do batom. Foram removidos, ainda, pequenos excessos externos de sobrecontorno com as infra-estruturas adaptadas a seus respectivos troquéis com a ponta diamantada Meister Point (Noritake Dental Supply Co. Ltd., Aichi, Japão, Lote 09352) e polidas com disco de borracha abrasiva (SD-61, Noritake Dental Supply Co. Ltd., Aichi, Japão, Lote M5931). Ao final dos ajustes, as infra-estruturas estavam prontas para receber a aplicação da cerâmica de cobertura IPS e.max Ceram pela técnica da estratificação.



Figura 47 – Forno Vita ZYrcomat, utilizado para a sinterização das coroas de IPS e.max ZirCAD.



Figura 48 – Para a sinterização, as infra-estruturas foram dispostas sobre pérolas cerâmicas no forno Vita ZYrcomat.

Antes das aplicações e ciclo de queima das cerâmicas de cobertura, utilizou-se o agente de união IPS e.max Zirliner (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), para obter sólida ligação entre a infra-estrutura e a cerâmica de cobertura, fluorescência e efeito de cor em profundidade da cerâmica de cobertura. O pó de IPS e.max Zirliner (Lote J19972) foi misturado ao líquido do IPS e.max Zirliner Build-up Liquid (Lote J23903), e a mistura foi aplicada com pincel sobre a estrutura de IPS e.max ZirCAD (Figuras 50 e 51).

Na seqüência, a infra-estrutura foi levada ao forno Programat EP 5000 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) para a queima do IPS e.max Zirliner. O forno realizou automaticamente a regulação da temperatura e do tempo de queima (Figuras 52 a 53).

Após a queima do agente de união IPS e.max Zirliner, a cor da infra-estrutura aproximou-se da cor dos dentes naturais (Figura 54).



Figura 49 – Infra-estrutura de IPS e.max ZirCAD sinterizada e adaptada sobre seu respectivo troquel.

Para a aplicação das cerâmicas de cobertura pela técnica da estratificação, iniciou-se pela cerâmica de dentina IPS e.max Ceram Dentin (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), cor A2/TI1 (Lote J25801) (Figura 55).

A cerâmica oclusal laranja IPS e.max Ceram Impulse Occlusal Dentin Orange (Lote J22117) foi aplicada na área correspondente ao sulco principal méso-distal, para proporcionar aspecto de profundidade na restauração (Figura 56).



Figura 50 – Cada infra-estrutura de IPS e.max ZirCAD recebeu a aplicação de um agente de união.

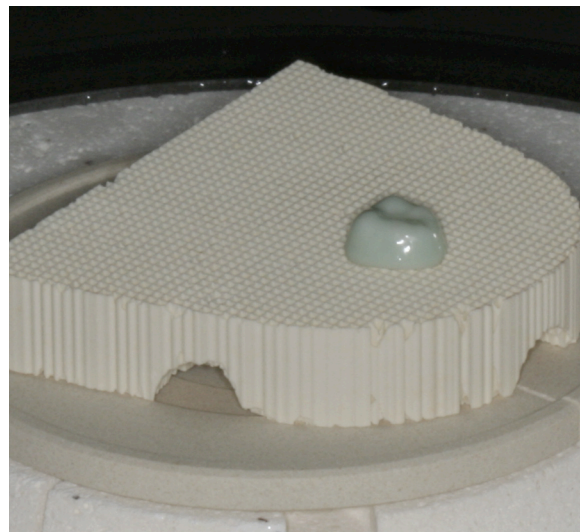


Figura 51 – O agente de união IPS e.max Zirliner foi aplicado em toda a superfície externa da infra-estrutura.



Figura 52 – Fechamento e elevação da temperatura.

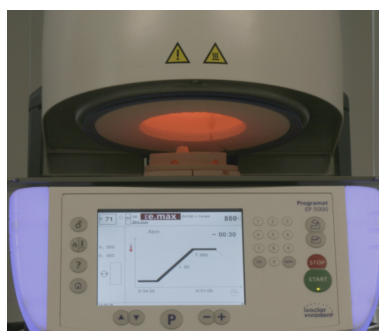


Figura 53 – Abertura programada do forno após a queima.



Figura 54 – Infra-estrutura após a queima do agente de união.

A cerâmica transparente IPS e.max Ceram Transpa Incisal 1 (Lote K04072) foi aplicada (Figura 57) e, por último, aplicou-se a cerâmica transparente IPS e.max Ceram Transpa Clear (Lote J27179) (Figura 58).

Todas essas cerâmicas em pó foram aglutinadas pelo líquido IPS e.max Ceram Build-up Liquid (Lote K00286). Ao final, as cerâmicas aplicadas pela técnica da estratificação sobre a estrutura de IPS e.max

ZirCAD foram queimadas no forno Programat EP 5000 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

O objetivo deste estudo foi a avaliação das adaptações marginais e internas, entretanto, mesmo não sendo primordial, a obtenção da anatomia e da cor das coroas cerâmicas adotou os passos normalmente executados nos laboratórios de prótese dental, para seguir com fidelidade as etapas de confecção de coroas cerâmicas com finalidades clínicas.

A Figura 59 apresenta uma das coroas imediatamente após a queima das cerâmicas de cobertura. Em seguida, foram realizados pequenos ajustes, como a definição de sulcos e a remoção de excessos de contorno, com a visualização aproximada pelo microscópio óptico ADPTA (Caltini, Curitiba, PR, Brasil) com aumento de 12x.

Após o término dos ajustes anatômicos, foram feitas a caracterização e a aplicação do glaze sobre a coroa com infra-estrutura de IPS e.max ZirCAD e cobertura de IPS e.max Ceram. Em seguida, foi realizada a última queima (Figura 60).

De maneira semelhante, as demais infra-estruturas de IPS e.max ZirCAD receberam a aplicação de cerâmica pela técnica estratificada.

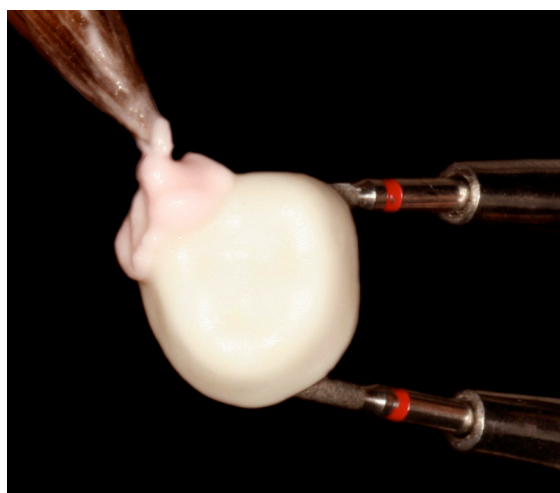


Figura 55 – Aplicação da cerâmica IPS e.max Ceram correspondente à dentina.



Figura 56 – Aplicação da cerâmica IPS e.max Ceram de cor laranja na superfície oclusal.



Figura 57 – Aplicação da cerâmica IPS e.max Ceram transparente correspondente ao esmalte.



Figura 58 – Visualização do restabelecimento da anatomia dental.



Figura 59 – Visualização da coroa imediatamente após a queima das cerâmicas de cobertura.



Figura 60 – Coroa cerâmica de infraestrutura de IPS e.max ZirCAD e cobertura de IPS e.max Ceram finalizada.

4.5.3 Confeccção das Coroas pelo Sistema Injetável

Para a confecção dessas 10 restaurações, foi utilizado o sistema injetável IPS Empress 2, que utiliza a técnica da cera perdida. Cada pastilha de dissilicato de lítio IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Lote K08870, Ref. 9494) foi aquecida e prensada no interior de um molde de revestimento especial, obtendo-se a infraestrutura. Posteriormente, foi coberta pela técnica estratificada com a cerâmica IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

De maneira semelhante ao sistema Cerec in-Lab, as coroas obtidas pelo sistema injetável IPS Empress 2 necessitaram de moldagens dos dentes preparados pela técnica simultânea.

Os moldes obtidos foram armazenados por 2 h e, na sequência, um agente antibolhas (Kota Indústria e Comércio Ltda., São Paulo, SP, Brasil, Lote 0800K) foi aplicado com pincel. Os moldes foram vazados com gesso especial (Tuff Rock, Talladium do Brasil, Curitiba, PR, Brasil, Lote 07/1009), manipulado a vácuo, com pressão de 15 lb por 60 s.

Com os troquéis prontos, as margens dos preparos foram delimitadas, e estes foram pincelados com um isolante para troquéis Slick Fit (Talladium do Brasil, Curitiba, PR, Brasil, Lote 041119) (Figura 61).

Com o objetivo de obter-se um espaçamento de aproximadamente 40 µm, uma camada de espaçador de troquéis Die Spacer (Talladium do Brasil, Curitiba, PR, Brasil, Lote 980327) foi aplicada sobre o preparo cavitário com o cuidado de estender-se o espaçador até 1 mm aquém do término cervical (Figura 62).

Na sequência, foram realizados os enceramentos correspondentes às infra-estruturas com cera Geo (Renfert, Hilzingen, Baden-Württemberg, Alemanha, Lote J00949701004) (Figuras 63). A cera correspondente à infra-estrutura foi removida do troquel e avaliada com relação a sua espessura e uniformidade (0,7 mm). Cada infra-estrutura em cera foi posicionada sobre seu troquel, e com o auxílio de um microscópio óptico ADPTA (Caltini, Curitiba, PR, Brasil) com aumento de 12x uma nova camada de cera Geo (Renfert, Hilzingen, Baden-Württemberg, Alemanha, lote: J00869701053) foi aplicada para o selamento adequado das bordas marginais (Figura 64).

Cada padrão de cera foi fixado a um pino de cera formador de conduto de alimentação em aproximadamente 45° em relação à face oclusal (Figura 64). O conjunto conduto de alimentação e padrão de cera foi pesado numa balança digital de precisão (Tanita Corporation, Tóquio,

Japão, Modelo 1497V) para determinar a quantidade máxima de padrões de cera que poderiam ser incluídos simultaneamente.



Figura 61 - Cada troquel recebeu uma camada do isolante Slick Fit (Talladium do Brasil, Curitiba, PR, Brasil).



Figura 62 - Aplicação do espaçador Die Spacer (Talladium do Brasil, Curitiba, PR, Brasil) sobre o preparo de um troquel.

Os padrões de cera foram estabilizados na base plástica do anel. Uma camada de lubrificante foi aplicada para facilitar o deslocamento posterior do cilindro de revestimento (Figura 65).



Figura 63 - Troquel com o enceramento.



Figura 64 - O selamento cervical com cera vermelha e o conduto de alimentação em cera azul.

Cada padrão de cera foi estabilizado na base plástica do anel. Uma camada de lubrificante foi aplicada para facilitar o deslocamento posterior do cilindro de revestimento. O anel de borracha foi fixado à base com o cuidado de evitar o deslocamento do padrão de cera (Figura 66).

Para a inclusão do padrão de cera foi utilizado um revestimento aglutinado por fosfato para prensagem e fundição (Gilvest HS, BK Giulini, Ludwigshafen, Renânia-Palatinado, Alemanha, Lote 1556359685). Esse foi proporcionado (100 g de pó por 15 ml de líquido) e 11 ml de água destilada, e manipulado a vácuo com pressão de 15 lb por 60 s.

Imediatamente ao término da espatulação, o revestimento foi vertido lentamente no interior do anel com a base e o padrão de cera. A base, por sua vez, ficou apoiada num vibrador de gesso durante a inclusão. Ao término da inclusão, o anel estabilizador foi acoplado ao anel de borracha, o que permitiu o extravasamento do excesso de revestimento pelo orifício do anel.



Figura 65 – Aplicação do lubrificante com pincel descartável.



Figura 66 – Vista superior do anel de borracha inserido e fixado sobre a base.

Decorridos 30 min, o anel estabilizador e a base foram removidos. Em seguida foi removido o cilindro de revestimento do interior do anel de borracha. O cilindro de revestimento foi colocado no forno EDG 10P-S (EDG Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos, SP, Brasil), com aumento progressivo de temperatura de 250 °C, até alcançar 850 °C, permanecendo por 60 min nessa temperatura (Figura 67).

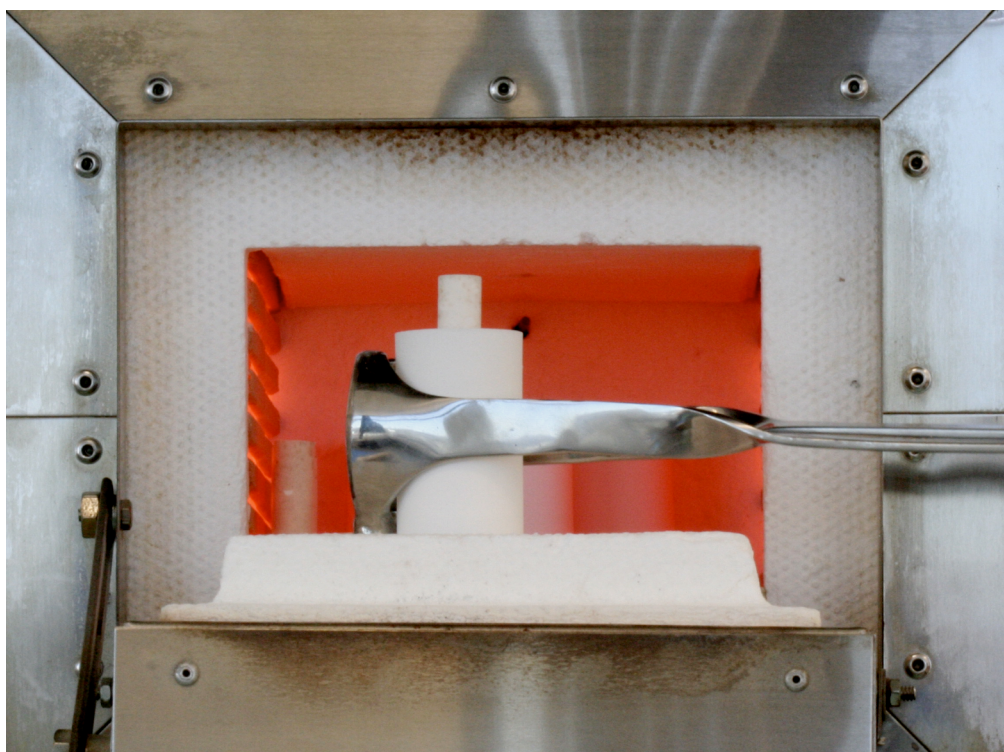


Figura 67 – Após 60 min no forno, pastilha de IPS Empress 2 e o êmbolo cerâmico de óxido de alumínio foram introduzidos no cadinho.

Após o cilindro ter sido injetado no forno EP 500 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), com temperatura de 1.075 °C e pressão de 4 bar (60 psi), ele foi removido do forno e esfriado até a temperatura ambiente. O cilindro foi seccionado no centro com disco de carborundum em baixa rotação (Figura 68).

O revestimento que envolvia a coroa cerâmica foi jateado com microesferas de vidro até sua completa remoção (Figura 69 e 70). Em seguida, o *sprue*, apoiado em lenço de papel umedecido, foi seccionado

com disco fino de diamante (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil, Lote 07/0723), em baixa rotação (Figuras 71).

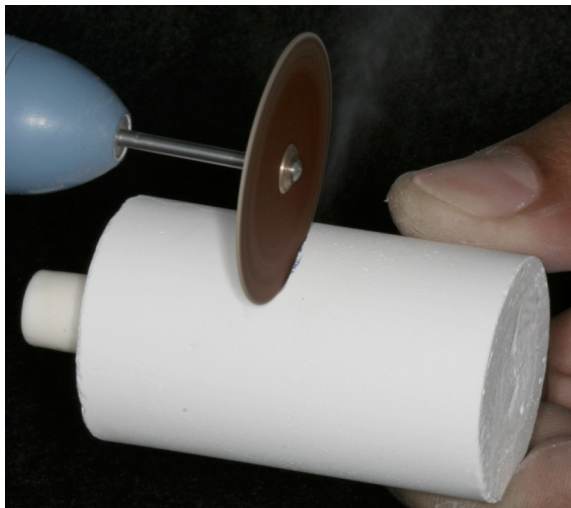


Figura 68 – Para a desinclusão, o cilindro de revestimento foi seccionado no centro com um disco de carborundum.



Figura 69 – A remoção do revestimento ao redor da peça cerâmica foi realizada com o jateamento de partículas de óxido de alumínio.

Foram realizados pequenos ajustes internos em alta rotação sob refrigeração com pontas diamantadas esféricas (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil, Lote 17027684). Para a visualização em maior aumento, durante os ajustes, foi utilizado um microscópio óptico ADPTA (Caltini, Curitiba, PR, Brasil) com aumento de 12x. O acabamento foi realizado com pedra-montada para remover os excessos e padronizar a espessura da cerâmica em 0,7 mm. Ao término do acabamento, para facilitar o manuseio durante a aplicação da cobertura cerâmica, a infra-estrutura de IPS Empress 2 foi temporariamente fixada a seu respectivo troquel, após a aplicação de uma camada do adesivo Ducera Lay (Degussa, Hanau, Alemanha, Lote 4572).

A aplicação das cerâmicas de cobertura foi iniciada pelo *wash* com líquido do IPS e.max Glaze and Stain Liquid (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Lote J20543), e uma pequena quantidade de pó cerâmico foi salpicada sobre a infra-estrutura ainda úmida pelo líquido *glaze*, com

o auxílio de um pincel impregnado com IPS e.max Ceram Dentin (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), de cor A2/TI1 (Lote J25801). Esse procedimento foi realizado com o propósito de aumentar a retenção entre as diferentes cerâmicas.

Na seqüência, a infra-estrutura foi levada ao forno Programat EP 5000 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), onde foi realizada a programação para a queima do *glaze* impregnado com pó cerâmico. Assim como descrito para a queima da cerâmica de cobertura do grupo Cerec in-Lab, a adequação de temperatura e do tempo foi realizada pelo forno, por meio de programação prévia.



Figura 70 – Peça cerâmica ainda com o *sprue*.

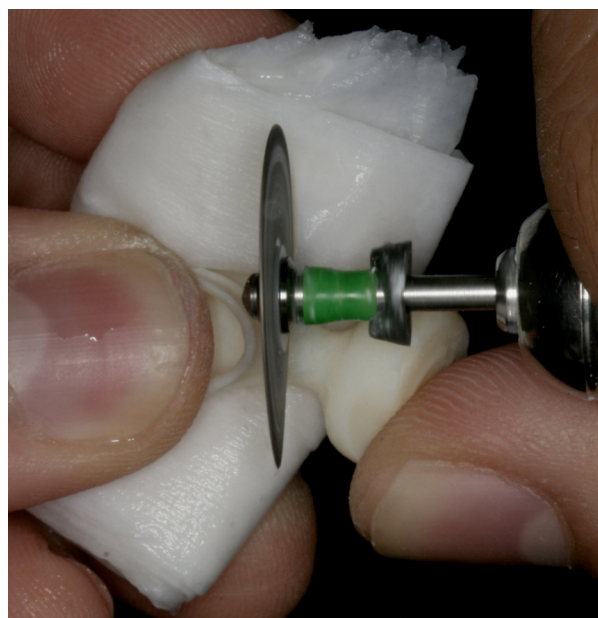


Figura 71 – Um disco diamantado foi utilizado para separar a peça cerâmica do *sprue*.

As etapas seguintes da aplicação da cobertura cerâmica foram semelhantes às utilizadas com as infra-estruturas de IPS e.max ZirCAD.

As cerâmicas aplicadas pela técnica da estratificação sobre a estrutura de IPS Empress 2 foram queimadas no forno Programat EP 5000 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

Na seqüência, a restauração foi submetida ao acabamento no contorno, ao refinamento da escultura oclusal e ao alisamento da superfície externa (Figuras 72 a 74).

Após os ajustes finais e o acabamento, as caracterizações e o *glaze* foram aplicados, e uma nova queima da coroa foi realizada no forno Programat EP 5000, para a finalização da confecção da restauração cerâmica (Figura 75).



Figura 72 – Ajuste no contorno com ponta diamantada.



Figura 73 – Polimento com disco de borracha impregnada com diamante.



Figura 74 – A escultura oclusal foi definida com brocas multilaminadas.

De forma semelhante ao descrito acima, as 9 outras infra-estruturas de IPS Empress 2 receberam a aplicação de cerâmica pela técnica estratificada.

Após a finalização da confecção das 30 coroas, foram iniciados os trabalhos de avaliação e adaptação mediante a determinação dos valores de discrepância marginal e interna entre as coroas e os respectivos dentes preparados.



Figura 75 – Aspecto final da restauração após a queima das cerâmicas de caracterização e do *glaze*.

4.6 Avaliação da Adaptação Marginal e Interna

Para a avaliação da adaptação das coroas cerâmicas foram utilizados dois métodos independentes e em etapas diferentes. Inicialmente, a adaptação marginal foi determinada e registrada com a

mensuração da discrepância marginal absoluta prévia aos ajustes internos. Após o ajuste, nova mensuração da discrepância marginal absoluta foi realizada com o propósito de determinar as possíveis alterações dos valores de discrepância e, conseqüentemente, a possível influência do ajuste interno na adaptação marginal. O segundo método avaliou a adaptação interna por meio da técnica da réplica. Essa técnica simula a adaptação alcançada com a cimentação da restauração.

Para a avaliação da adaptação marginal foram determinados os valores de discrepância marginal das coroas nas quatro faces (mesial, distal, vestibular e lingual), antes e após o ajuste interno das coroas. Para a padronização dos locais onde foram mensuradas as discrepâncias, realizou-se um ponto mediano nas faces mesial, distal, vestibular e palatina/lingual. Para padronizar o posicionamento dos pontos de avaliação das discrepâncias marginal e interna, foi desenvolvido um dispositivo que permitia o encaixe e a estabilização das peças plásticas (Monta Tudo, Elka Plásticos Ltda., São Paulo, SP, Brasil) (Figura 76). Assim, foi possível estabelecer um ponto mediano em cada face e foi realizado um ponto de referência em cada face (mesial, distal, vestibular e lingual) de cada dente (Figura 77). A orientação pelo centro da peça plástica permitiu a padronização dos locais de mensuração da discrepância marginal e a mensuração da discrepância interna realizada posteriormente.

Para o estabelecimento do ponto mediano, o motor elétrico de suspensão Beltec mini (Beltec, Araraquara, SP, Brasil) foi acoplado ao Delineador B2 (Bio-Art Equipamentos Odontológicos, São Carlos, SP, Brasil)(Figura 78). No posicionador de troquel foi fixado um dispositivo estabilizador da peça plástica (Figura 78). No motor elétrico foi acoplada uma ponta diamantada cônica para peça de mão nº 700 (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil). O extremo da ponta diamantada foi direcionado para acompanhar o centro da peça plástica e atingir um ponto mediano de cada face, localizado a aproximadamente 1 mm apicalmente ao término cervical (Figuras 79 e 80).



Figura 76 – Dispositivo confeccionado para estabilização das peças plásticas (Monta Tudo, Elka Plásticos Ltda., São Paulo, SP, Brasil).

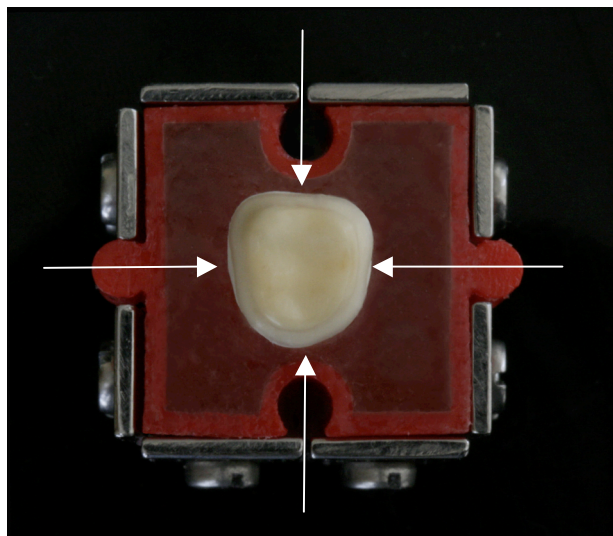


Figura 77 – Vista de uma peça plástica estabilizada no dispositivo com a orientação da localização dos quatro pontos de referência no dente.



Figura 78 – Para a marcação do ponto de referência, foi utilizado um motor elétrico acoplado a um delineador.

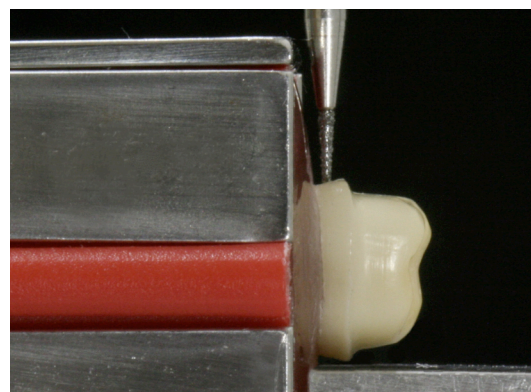


Figura 79 – Vista lateral do posicionamento da ponta diamantada.

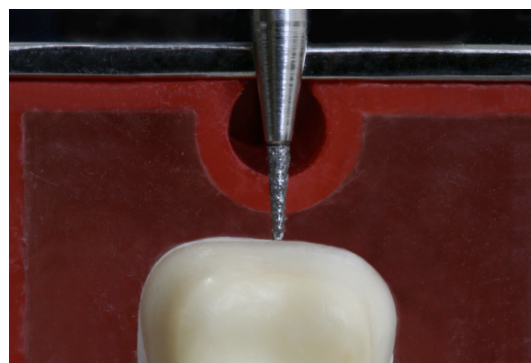


Figura 80 – Vista frontal do posicionamento da ponta diamantada.

Para a execução da perfuração de referência, após a orientação da ponta diamantada, a haste do delineador foi cuidadosamente deslocada para baixo, até encostar na superfície dental. A posição da ponta diamantada foi conferida, e o parafuso estabilizador da haste do delineador foi apertado para impedir o deslocamento dela e, conseqüentemente, do motor elétrico fixado a ela. Dessa forma, a ponta diamantada permaneceu estável quando o reostato do motor elétrico de suspensão foi levemente acionado. A rotação da ponta diamantada devidamente estabilizada não foi suficiente para tornar visível a perfuração de referência. Entretanto, ao microscópio eletrônico de varredura, instrumento utilizado para a mensuração da desadaptação externa, a perfuração de referência ficou nítida e visível.

Durante o delineamento do experimento foram testados uma máquina digital (Canon EOS Rebel XT, Canon Inc., Tóquio, Japão) (Figura 81) e um estereomicroscópio (Leica MZ16A, Heidelberg, Baden-Württemberg, Alemanha) (Figura 82), para avaliar a discrepância marginal absoluta. Embora esses instrumentos tenham sido utilizados em outros experimentos, optamos por utilizar o microscópio eletrônico de varredura (MEV) para a avaliação da discrepância marginal absoluta. Essa seleção foi determinada pela maior definição dos limites das margens da coroa cerâmica e do dente, permitindo, assim, que as mensurações fossem iniciadas em pontos pouco visíveis em outros métodos de mensuração. A fotomicrografia da Figura 83, realizada durante o delineamento do experimento, permitiu a visualização das margens da cerâmica, do dente e do ponto de referência com nitidez.

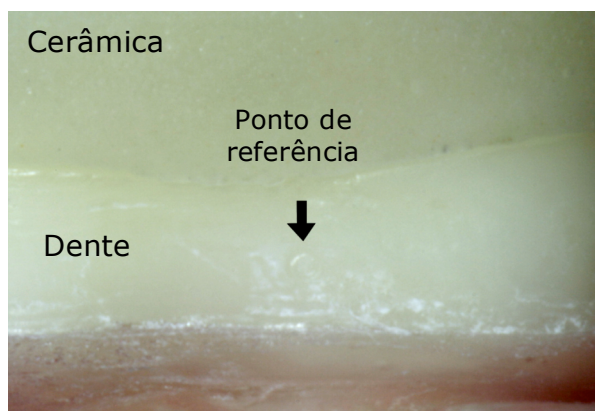


Figura 81 - Em maior aproximação, as margens e o ponto de referência ficaram pouco visíveis.

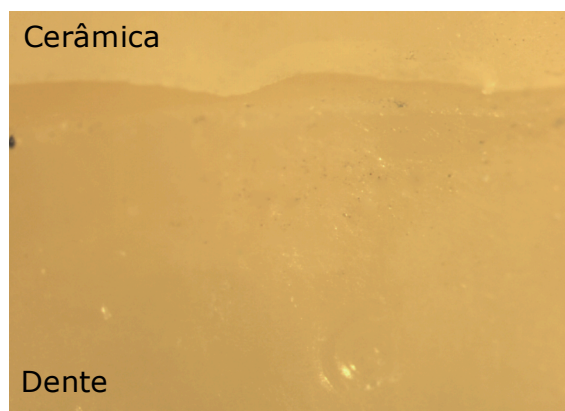


Figura 82 - As margens ficaram pouco nítidas com imagem obtida com estereomicroscópio com 50x de aumento.

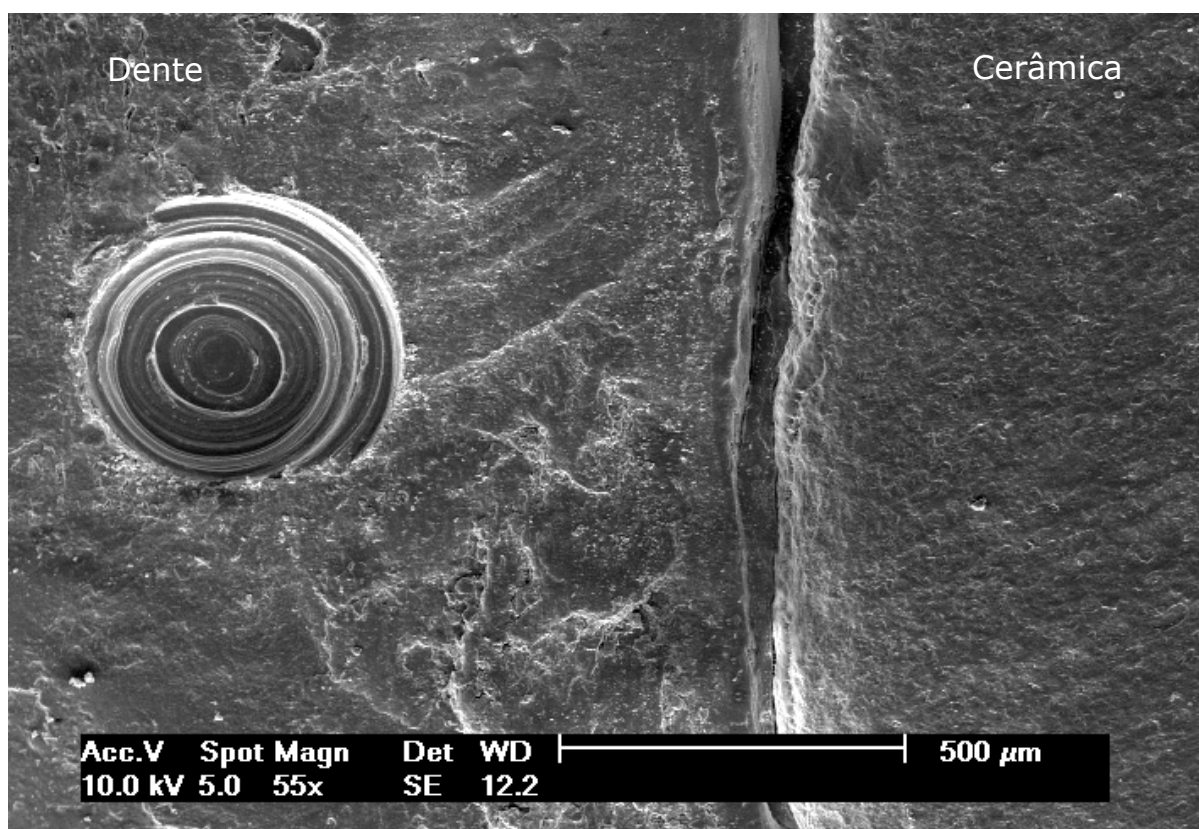


Figura 83 - Fotomicrografia mostrando o ponto de referência e as margens entre o preparo e a coroa. Note a nitidez da imagem obtida pelo MEV com aumento de 55x, realizada com o propósito de calibração.

4.6.1 Avaliação da Adaptação Marginal sem Ajuste Interno

Para as análises no MEV houve necessidade de metalização das amostras para a condução dos elétrons. Réplicas das faces mesial, distal, vestibular e lingual foram obtidas para permitir a análise não destrutiva das coroas. As réplicas das faces incluíam o limite marginal dos preparos e o ponto de referência previamente demarcado.

Para a confecção das réplicas, cada coroa foi adaptada a seu respectivo preparo, e o conjunto troquel, dente e coroa foi estabilizado no dispositivo idealizado por Delbons (2007). Para isso, a melhor adaptação entre dente e coroa foi conferida e estabilizada sob pressão constante obtida com a fixação dos parafusos estabilizadores do dispositivo referido (Figura 84).



Figura 84 – Foi utilizado o dispositivo de estabilização proposto por Delbons (2007) para manter a coroa assentada a seu respectivo dente com preparo.

Na seqüência, para realizar a moldagem de cada face dental, peças plásticas (Monta Tudo, Elka Plásticos Ltda., São Paulo, SP, Brasil) foram seccionadas ao meio para acomodar o silicone durante a moldagem (Figura 85). Cada metade foi identificada com uma letra para o grupo, uma para o dente e outra para a face a ser moldada (Figura 86). O silicone de adição pesado Adsil (Vigodent S.A. Indústria e Comércio, Rio de Janeiro, Brasil, Lote 006/07) foi utilizado para fazer a primeira impressão de cada face (Figura 87). Após a polimerização do silicone, os excessos foram removidos e foi realizado um alívio no molde com uma lâmina de bisturi nº 15 (Feather Safety Razor Co. Ltd., Osaka, Japão, Lote 06010850) (Figuras 88 e 89). Em seguida, foi manipulado por 20 s, com porções iguais de pasta catalisadora e base do silicone leve Tokuso Fit Tester (Tokuyama Dental Corp., Tóquio, Japão, Lote 012087), sobre bloco de papel com espátula nº 24 (Duflex, SSWhite Artigos Odontológicos, Rio de Janeiro, Brasil) (Figura 90).

O silicone específico recém-manipulado foi colocado sobre o alívio do primeiro molde e novamente posicionado de encontro ao dente e à coroa pela face selecionada e mantido estável por 3 min (Figura 91). Decorrido o tempo de polimerização, o molde foi removido e conferido com relação a sua integridade (Figura 92).

Moldes com bolhas ou outras falhas foram descartados. Para cada conjunto dente e coroa foram obtidas 4 réplicas (vestibular, lingual, mesial e distal), totalizando 120 réplicas das coroas previamente ao ajuste interno (Figura 93). Após 6 h, uma resina epóxica de baixa viscosidade (Epoxiglass Indústria e Comércio de Produtos Químicos Ltda., Diadema, SP, Brasil, Lote 00179-07) foi utilizada para vazar os moldes para a obtenção das réplicas (Figura 94).

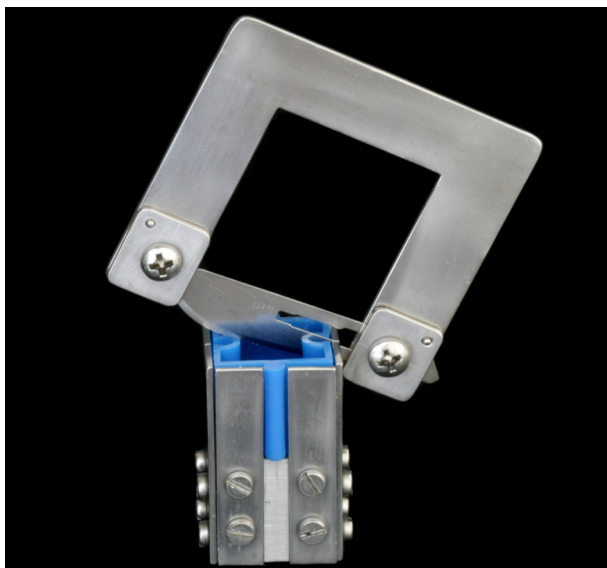


Figura 85 – Vista do seccionamento das peças plásticas.

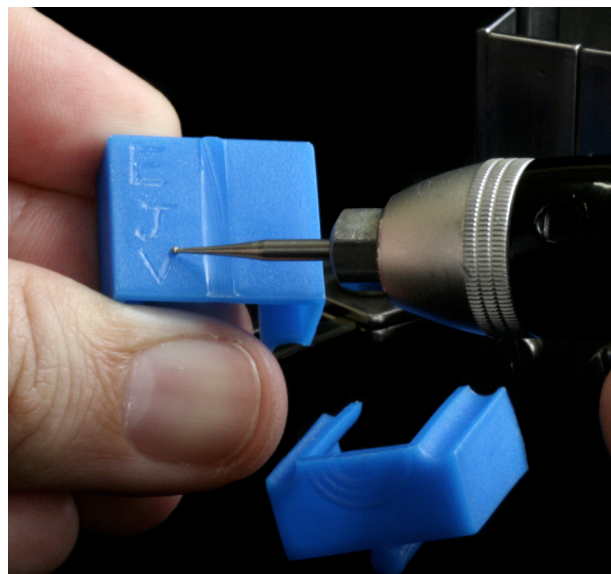


Figura 86 – Identificação para grupo (E), dente (J) e face (V).

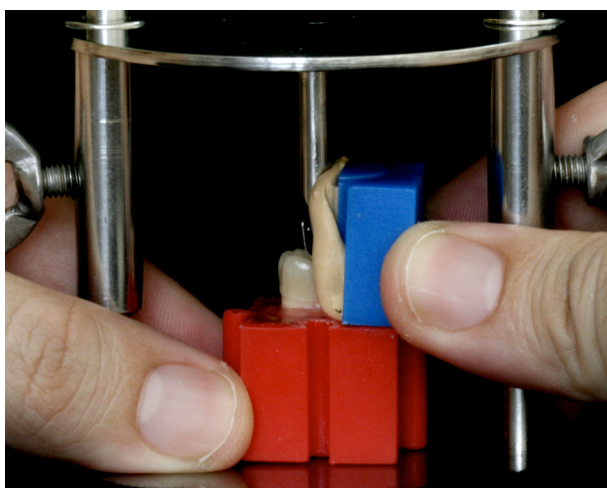


Figura 87 – Primeira moldagem com o silicone de adição de consistência pesada.

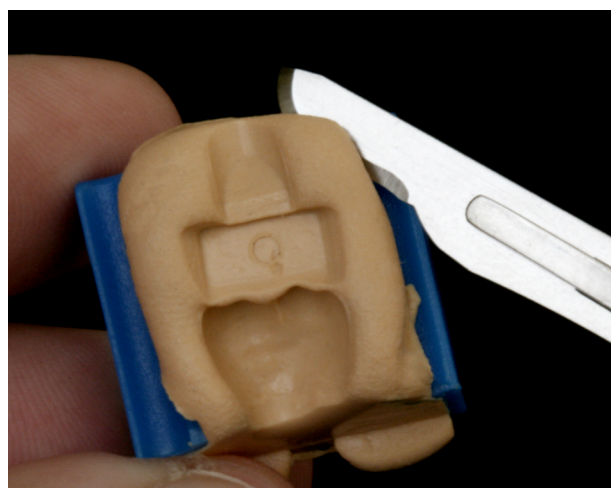


Figura 88 – Remoção de excessos e alívio no silicone de adição.

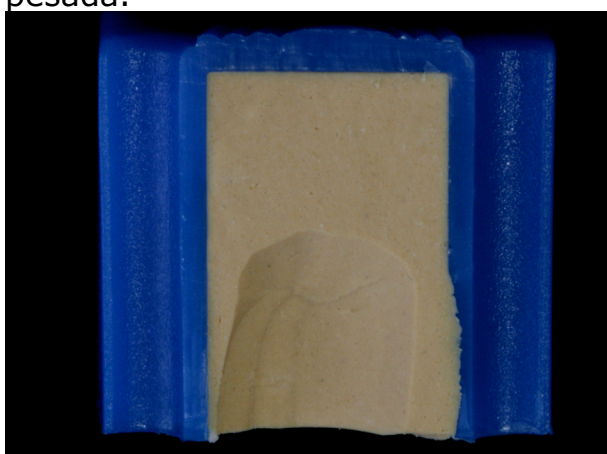


Figura 89 – Vista do molde com alívio.



Figura 90 – Silicone de adição de consistência leve Fit Tester.

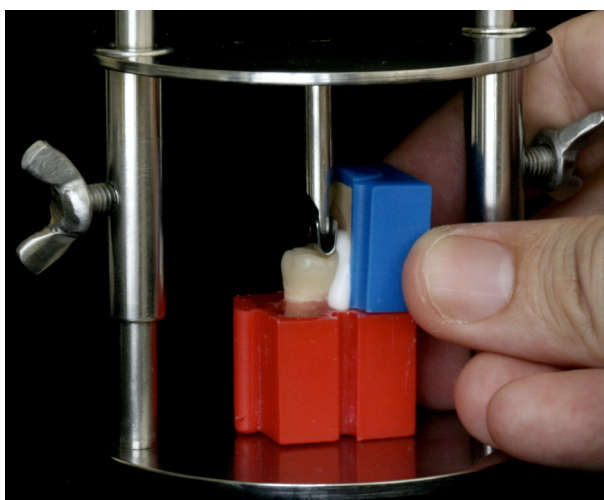


Figura 91 - Segunda moldagem com o silicone de adição específico.



Figura 92 - Vista do molde concluído.

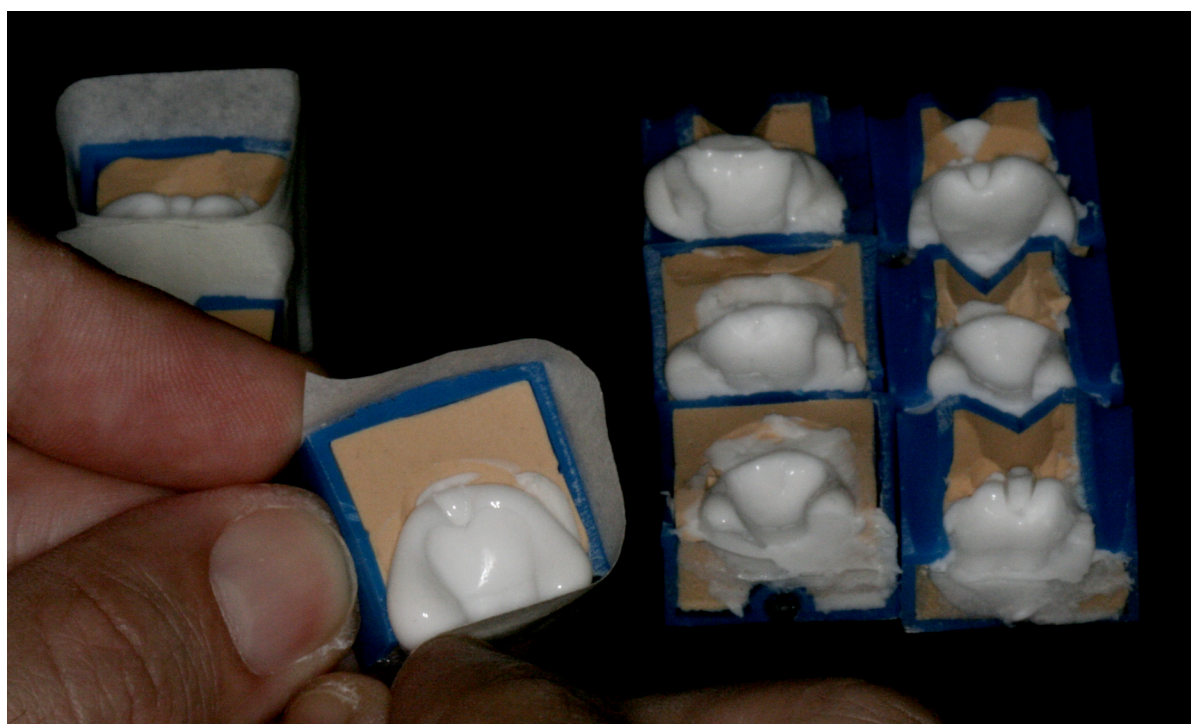


Figura 93 - Uma fita adesiva foi utilizada para envolver cada espécime antes do vazamento.

Após 24 h de armazenagem em temperatura ambiente, cada réplica de resina epóxica foi removida do molde e identificada com as mesmas letras presentes na peça plástica do molde (Figura 95). Para sua identificação, foi utilizada uma ponta esférica diamantada nº 001 (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil), montada em Motor Elétrico de Suspensão

Beltec Mini (Beltec, Araraquara, SP, Brasil). Assim como o descrito para a confecção dessa réplica, as demais foram confeccionadas até totalizar 120 réplicas.

As réplicas foram recobertas por ouro-paládio (SCD 005, Bal-Tec, Balzers, Liechtenstein) por 60 s (Figuras 96 e 97). As réplicas metalizadas foram analisadas quanto à discrepância marginal absoluta entre a coroa e o dente, em microscópio eletrônico de varredura Phillips XL-30 (Phillips Eletric Corporation, Eindhoven, Holanda) com aumento padronizado de 55x.



Figura 94 – A resina epóxica foi vazada por gotejamento em cada espécime.

O local de cada mensuração no término cervical foi alinhado com o centro do orifício de orientação localizado na região da réplica correspondente ao dente. Em algumas faces foi possível visualizar o orifício de orientação e a mensuração da discrepância marginal absoluta na mesma imagem (Figuras 98 a 100). Quando não foi possível visualizar na mesma imagem o orifício de orientação e o término cervical, um aumento menor foi realizado para definir o local exato a ser realizada a mensuração e, em seguida, mensurou-se a discrepância marginal absoluta com aumento de 55x.



Figura 95 – Cada réplica de resina epóxica foi devidamente identificada de acordo com cada grupo (Z), dente (E) e face (d).



Figura 96 – Vista de réplica após a metalização, com a identificação, o orifício de orientação e o término cervical nítidos.



Figura 97 – Vista das 40 réplicas metalizadas para o grupo Cerec 3, 40 para o grupo Cerec in-Lab e mais 40 para o grupo injetável antes do ajuste interno.

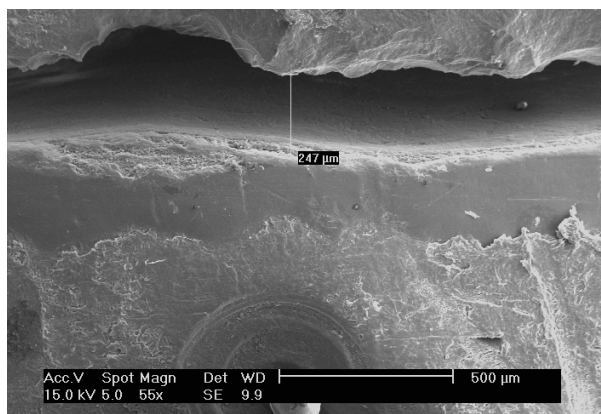


Figura 98 – Fotomicrografia da discrepância marginal entre o dente “C” e sua respectiva coroa, confeccionada pelo sistema Cerec 3 na face lingual sem ajuste interno (aumento: 55x).

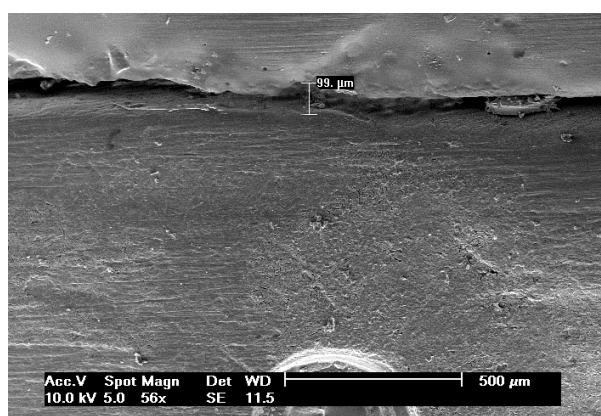


Figura 99 – Fotomicrografia da discrepância marginal entre o dente “E” e sua respectiva coroa, confeccionada pelo sistema Cerec in-Lab na face mesial sem ajuste interno (aumento: 55x).

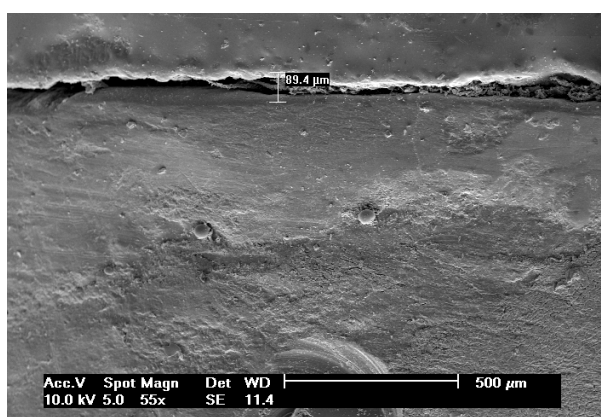


Figura 100 – Fotomicrografia da discrepância marginal entre o dente “J” e sua respectiva coroa, confeccionada pelo sistema injetável na face vestibular sem ajuste interno (aumento: 55x).

4.6.2 Ajuste Interno das Coroas

Para o ajuste interno de cada coroa, foi utilizado o silicone leve Tokuso Fit Tester (Tokuyama Dental Corp., Tóquio, Japão, Lote 012087). Este foi manipulado como descrito anteriormente e levado ao interior de cada coroa com pincel. Após esse procedimento, cada coroa com o silicone foi imediatamente adaptada sobre seu respectivo preparo e mantida sob pressão constante de 2 kg no dispositivo (DELBONS, 2007) por 3 min (Figura 101).

Após a polimerização do silicone, cada coroa foi cuidadosamente removida do preparo, e o interior da coroa com a película de silicone foi avaliado. As áreas de contato foram identificadas pela transparência ou pela descontinuidade da película. Assim, essas áreas foram demarcadas com um grafite nº 0,5 (Figura 102). A película foi removida, e os pontos de contato, marcados com o grafite na parte interna da coroa cerâmica, foram removidos com ponta diamantada esférica nº 1013, montada em alta rotação sob refrigeração. O processo foi repetido por mais duas vezes para todas as coroas. Assim como apresentado na Figura 103, a maioria das interferências correspondia ao *glaze* que inadvertidamente escorreu no interior da coroa.

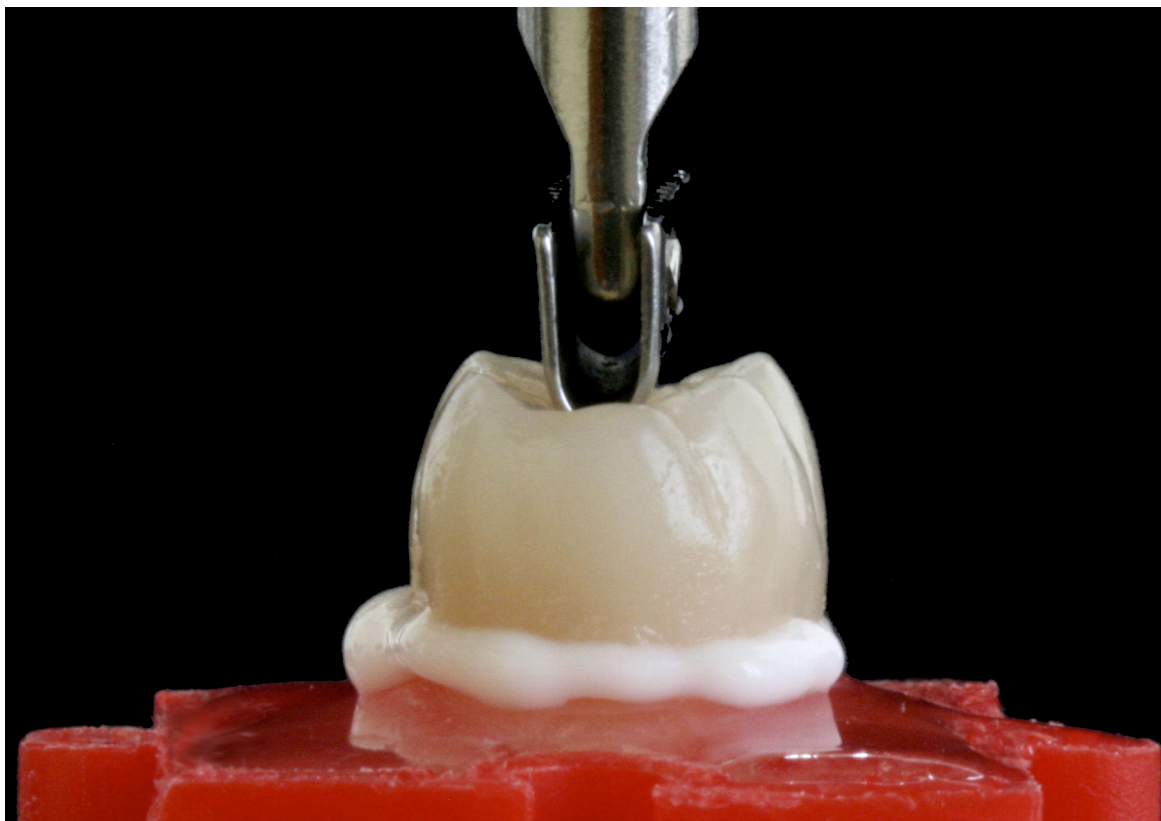


Figura 101 – Visão de uma coroa com silicone assentada em seu respectivo dente pilar e mantida com pressão constante com o auxílio do dispositivo (DELBONS, 2007) até a completa polimerização do Fit Tester.

4.6.3 Avaliação da Adaptação Marginal com Ajuste

Após o ajuste interno, foram obtidas novas réplicas externas e, na seqüência, as mensurações no MEV foram realizadas de forma semelhante às mensurações da avaliação da adaptação marginal inicial (Figuras 104 a 106).



Figura 102 - As áreas transparentes ou com descontinuidade da película de silicone correspondiam aos pontos internos com interferências, os quais foram evidenciados com um grafite.

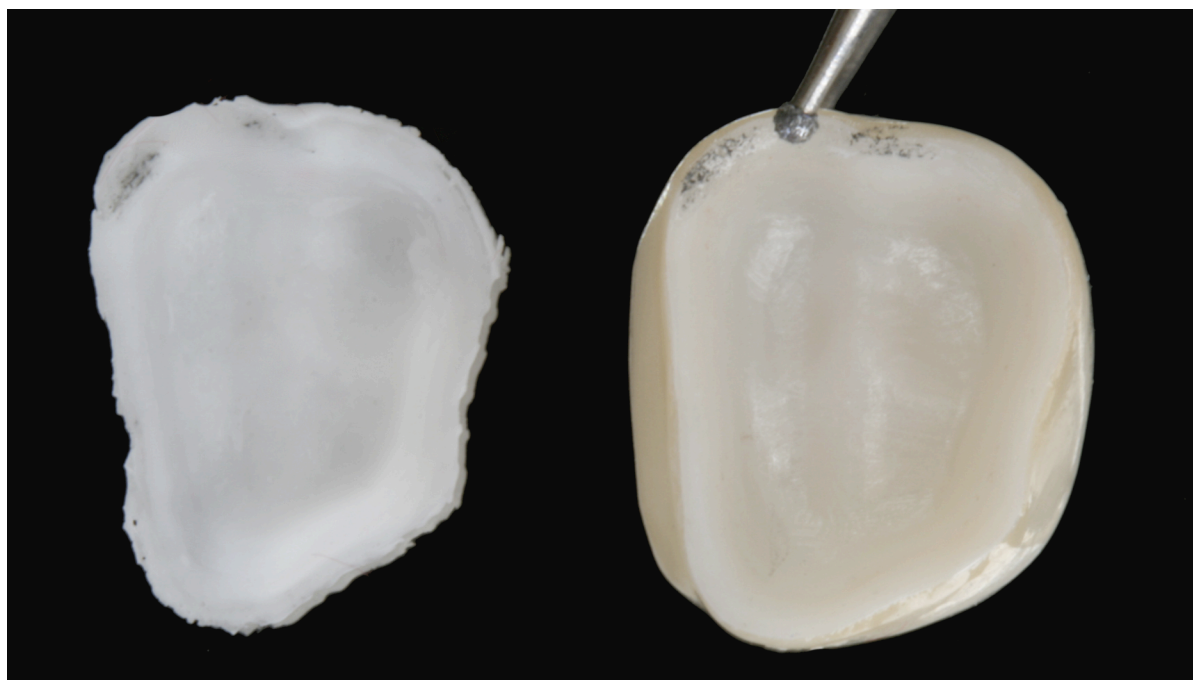


Figura 103 - Película de silicone e ajuste interno da coroa com ponta diamantada esférica nas áreas com as interferências demarcadas.

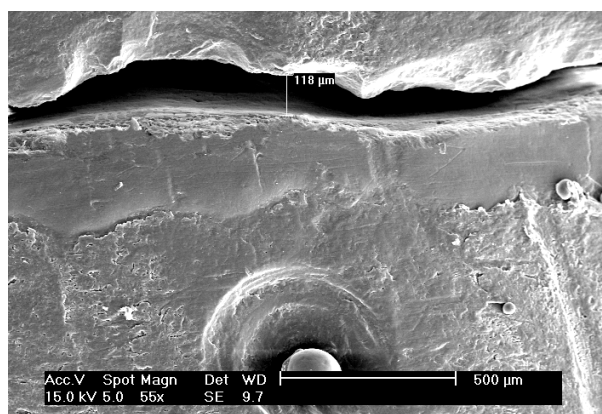


Figura 104 – Fotomicrografia da discrepância marginal entre o dente “C” e sua respectiva coroa, confeccionada pelo sistema Cerec 3 na face lingual após ajuste interno (aumento de 55x).

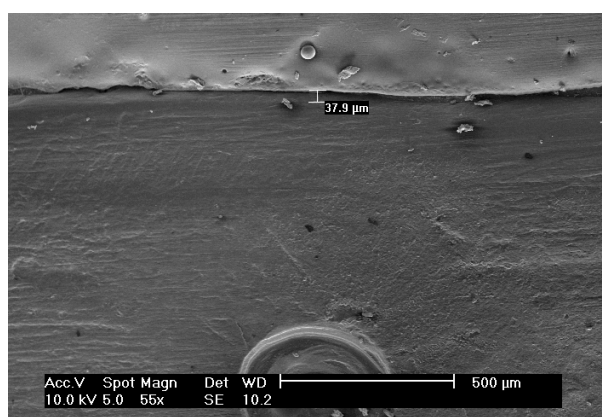


Figura 105 – Fotomicrografia de discrepância marginal entre o dente “E” e sua respectiva coroa, confeccionada pelo sistema Cerec in-Lab na face mesial após ajuste interno (aumento: 55x).

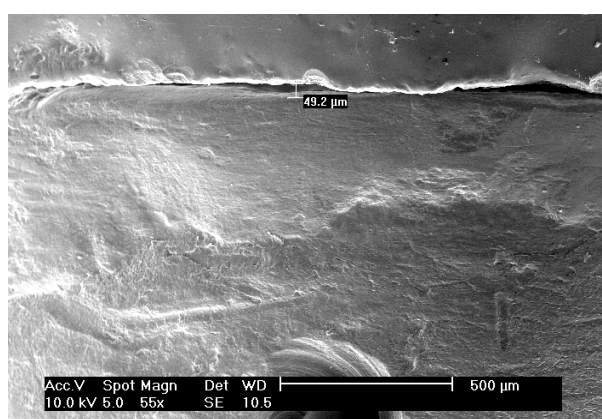


Figura 106 – Fotomicrografia da discrepância marginal entre o dente “J” e sua respectiva coroa, confeccionada pelo sistema injetável na face vestibular após ajuste interno (aumento: 55x).

4.6.4 Avaliação da Adaptação Interna

4.6.4.1 Obtenção da Película de Silicone

Para a avaliação da adaptação interna foi realizada a cimentação das coroas em seus respectivos dentes com um silicone de adição. Posteriormente, a espessura da película desse silicone foi mensurada em 24 diferentes locais para cada coroa.

Comprimentos iguais aos da pasta catalisadora e da base do silicone leve Tokuso Fit Tester (Tokuyama Dental Corp., Tóquio, Japão, Lote 012087) foram dispensados sobre bloco de papel específico e manipulados por 20 s, conforme orientação do fabricante. Imediatamente, o silicone manipulado foi pincelado no interior da coroa cerâmica, e esta foi assentada com pressão digital sobre seu respectivo dente. O conjunto coroa, silicone e dente foi fixado no dispositivo de Delbons (2007), e uma carga constante de 2 kg foi aplicada durante 3 min (Figura 107).

Decorrido o tempo de polimerização, o silicone que extravasou foi cortado com uma lâmina de bisturi nº 15 (Feather Safety Razor CO., LTD., Osaka, Japão, Lote 06010850) (Figura 108). A cada 5 coroas, a lâmina de bisturi foi substituída por uma nova para evitar o rasgamento do silicone de adição. Em seguida, o conjunto foi retirado do dispositivo, e cuidadosamente a coroa foi removida do dente. Geralmente, a película ficava aderida ao dente. Cada película foi avaliada com relação a possíveis deficiências, como falta de material ou mesmo seu rompimento durante a remoção da coroa. Em caso de deficiências, todo o processo foi repetido até se obter uma película de silicone sem deficiências.



Figura 107 – Para a simulação da cimentação, cada coroa foi assentada sobre seu respectivo dente e mantida com carga constante de 2 kg por 3 min.

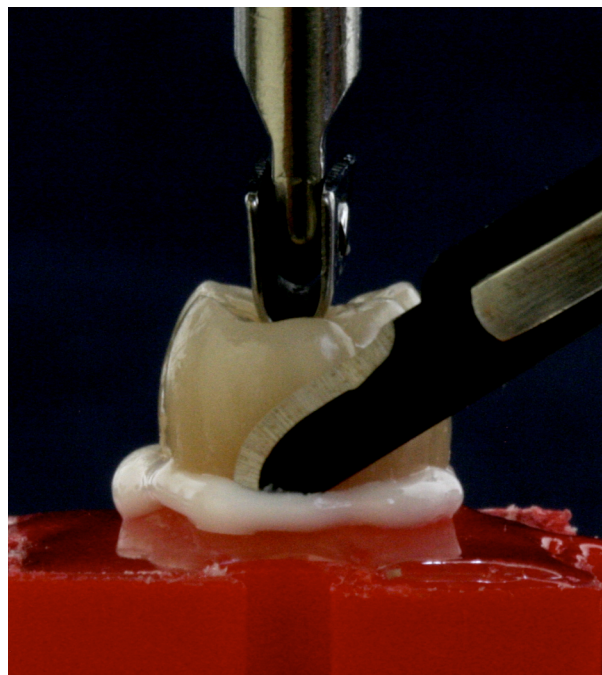


Figura 108 – Após a polimerização do silicone de adição, o excesso do Fit Tester foi cuidadosamente cortado com uma lâmina de bisturi nº 15.

4.6.4.2 Captura da Película de Silicone

Para a captura e estabilização da película de silicone foi selecionado um silicone com cor contrastante à da utilizada para a película. Por isso, o silicone de adição leve Adsil (Vigodent S.A. Indústria e Comércio, Rio de Janeiro, Brasil, Lote 002/08) foi selecionado para a estabilização da película por ser de cor verde, o que contrastou com a cor branca do Tokuso Fit Tester. Essa diferença de cor facilitou a posterior mensuração da espessura da película. O silicone de adição leve Adsil, fornecido em cartuchos para pistola, foi injetado com a ponta de automistura sobre a película de Tokuso Fit Tester, inicialmente pela margem cervical (Figura 109). Com movimento rotational, foi realizada a cobertura de toda a película (Figura 110). Simultaneamente, uma porção adicional de silicone foi dispensada no interior de uma nova peça plástica (Monta Tudo, Elka

Plásticos Ltda., São Paulo, SP, Brasil), e essa foi assentada sobre a peça plástica com o dente, película do silicone de cor branca e o silicone verde. As duas peças plásticas foram devidamente alinhadas e estabilizadas até a completa polimerização do silicone Adsil (Figura 111).

Após a polimerização, os excessos de silicone foram removidos, e a nova peça plástica foi identificada com as mesmas letras registradas na peça plástica do molde. Assim, cada metade de cada face da peça plástica foi identificada com uma letra para o dente e outra para a face. Para a identificação dos grupos, foram selecionadas peças plásticas de cores diferentes (Figura 118). Ao final da identificação, as peças plásticas foram separadas, e a película de silicone Tokuso Fit Tester foi removida do dente pelo silicone de estabilização (Adsil) (Figura 112).

Na seqüência, foi injetado mais silicone leve Adsil no interior da película, e o conjunto foi vertido e mantido estável sobre uma placa de vidro (Figuras 113 e 114). Após a polimerização do silicone, a peça plástica com a película foi seccionada nos sentidos vestibulolingual e méso-distal, obtendo-se 4 fragmentos (Figuras 115 e 116). Para isso, foi idealizado um dispositivo metálico para guiar o corte e outro para estabilizar lâminas de bisturi nº 22 (Feather Safety Razor CO., LTD., Osaka, Japão, Lote 06010850), utilizadas para o corte (Figura 117).

Os cortes das réplicas internas foram realizados na mesma posição em que foram realizados os orifícios de orientação e, conseqüentemente, em que foram realizadas as mensurações das adaptações externas realizadas nas faces vestibular, lingual, mesial e distal. A Figura 118 apresenta as diferentes espessuras de películas das réplicas internas do dente "E" com suas respectivas coroas cerâmicas.



Figura 109 – O silicone de adição leve Adsil de cor verde foi aplicado inicialmente em todo o término cervical.



Figura 110 – A aplicação continuou até cobrir toda a película do silicone de cor branca (Fit Tester).

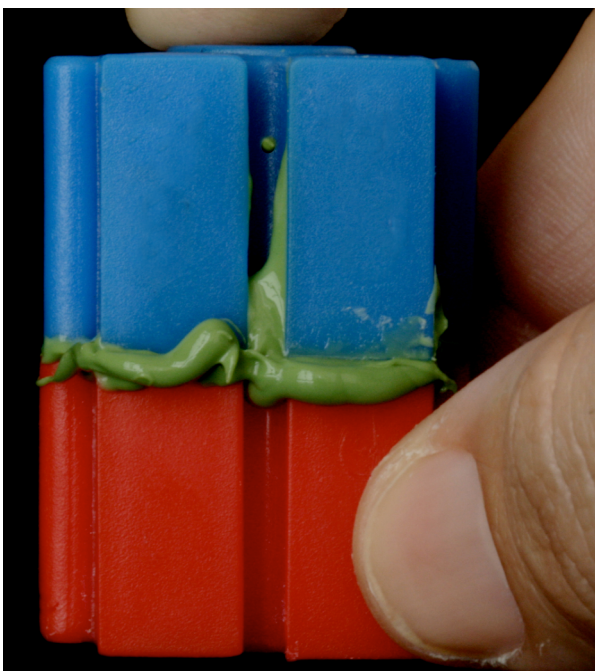


Figura 111 – Simultaneamente, uma peça plástica repleta de silicone verde foi vertida e alinhada à peça plástica contendo dente, película de Fit Tester e silicone verde.

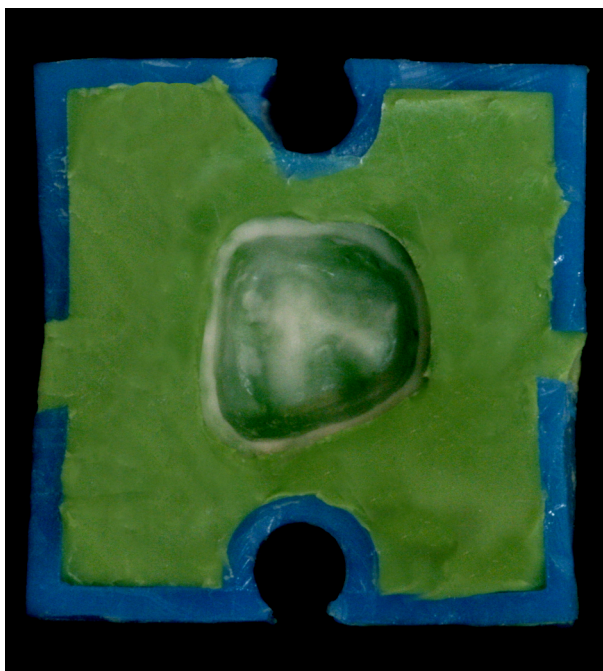


Figura 112 – Vista da película de silicone Fit Tester capturada com o silicone verde juntamente com a peça plástica.

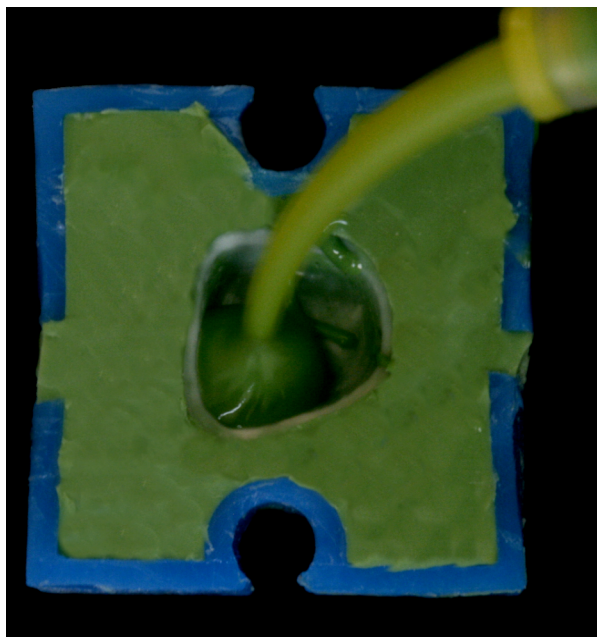


Figura 113 - Injeção do mesmo silicone verde no interior da película.



Figura 114 - A peça e o silicone verde foram vertidos e mantidos em posição sobre uma placa de vidro, até a completa polimerização do silicone injetado por último.

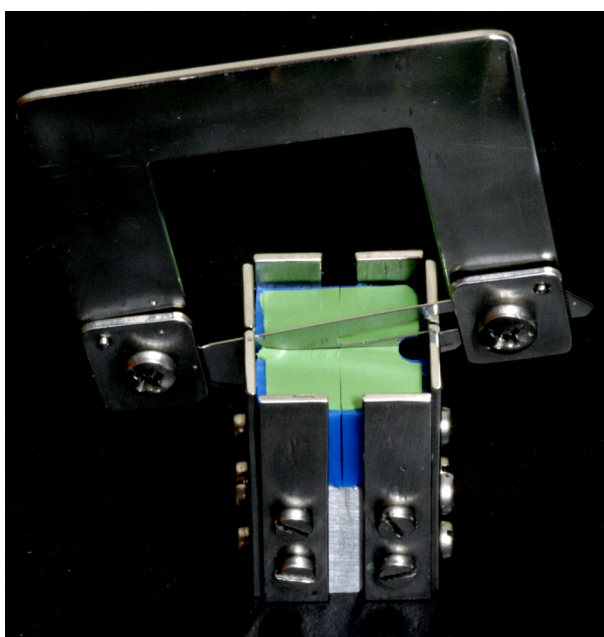


Figura 115 - Seccionamento das peças plásticas e silicone nos sentidos méso-distal e vestibulolingual.

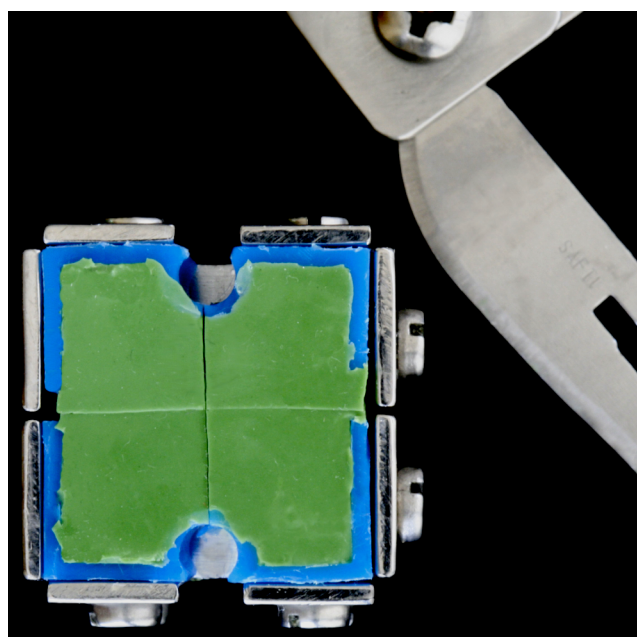


Figura 116 - Os cortes da réplica externa seguiram a fenda do dispositivo estabilizador e, conseqüentemente, os pontos de referência para mensuração da adaptação marginal.

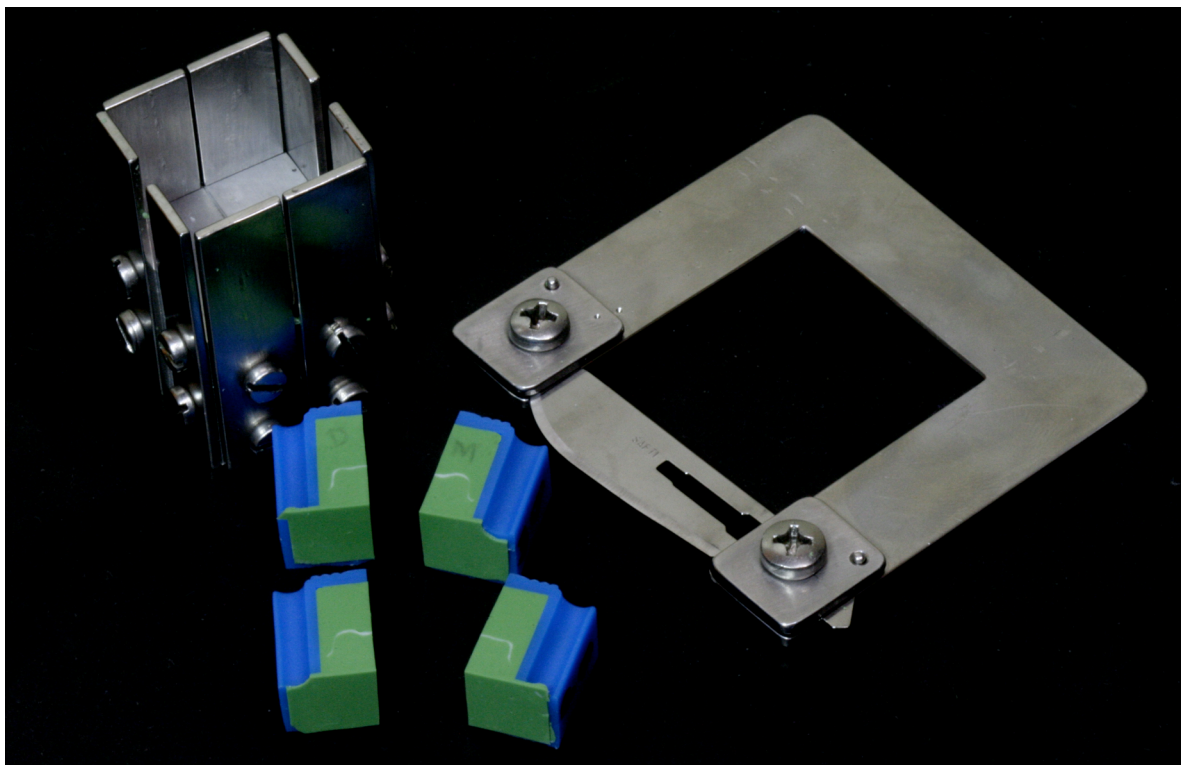


Figura 117 – Vista de réplica seccionada, dispositivo estabilizador e porta-lâmina de bisturi (nº 22).

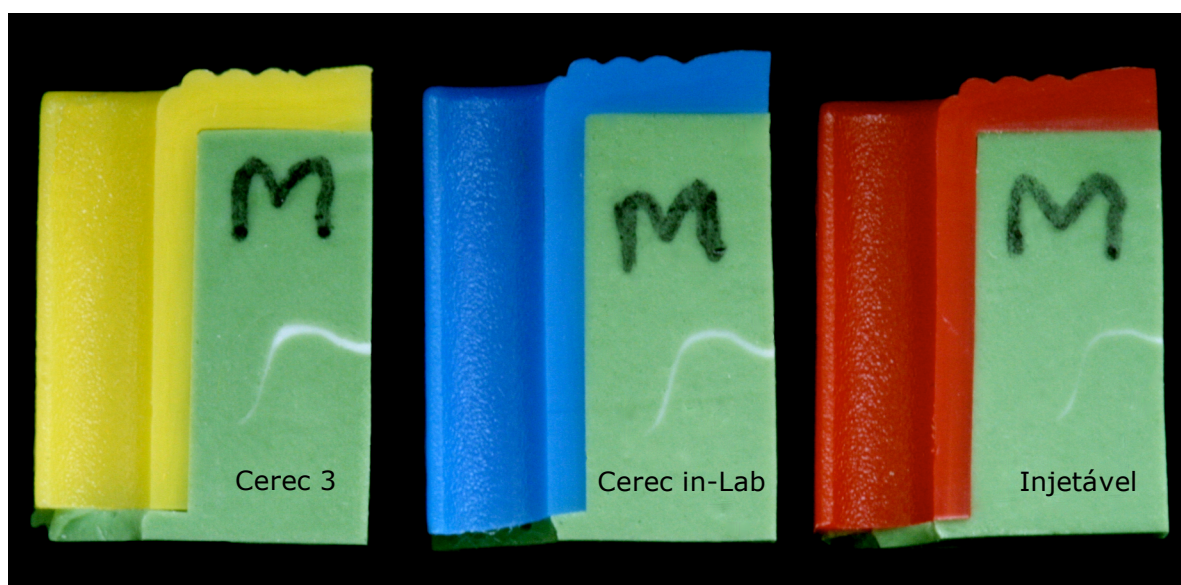


Figura 118 – Réplicas internas do dente “E” com as coroas confeccionadas com o sistema Cerec 3, Cerec in-Lab e injetável correspondente à face mesial.

4.6.4.3 Mensuração da Espessura de Película

Para cada um dos 4 segmentos – vestibular, lingual, mesial e distal – foram obtidas imagens das regiões cervical, axial e oclusal. As imagens foram obtidas 24 h após a confecção das réplicas, com o microscópio óptico Leica DM 4000M (Leica Microsystems, Wetzlar, Alemanha) com resolução de 2.088 por 1.550 pixels e aumento de 50x.

Para a mensuração da espessura de película correspondente à fenda interna da interface dente/restauração foi utilizado o programa para análise de imagens Image Tool 3.0 para Windows (University of Texas, Health Science Center San Antonio, Texas, EUA).

Para cada secção com corte no sentido vestibulolingual foram realizadas 12 mensurações em diferentes locais da extensão da película (Figura 119), e mais 12 foram realizadas para a secção com corte no sentido méso-distal, nos mesmos locais de mensuração. Assim, para cada coroa foram realizadas 24 mensurações. Em cada local de mensuração foram realizadas três leituras. Foi considerada a média das leituras como valor final para cada local.

Os pontos de mensuração da secção com corte nos sentidos vestibulolingual e méso-distal são listados a seguir:

- a) parede cervical vestibular;
- b) ângulo cervicoaxial vestibular;
- c) parede axial no terço cervical vestibular;
- d) parede axial no terço oclusal vestibular;
- e) ângulo axiooclusal vestibular;
- f) parede oclusal vestibular;
- g) parede oclusal lingual;
- h) ângulo axiooclusal lingual;
- i) parede axial no terço oclusal lingual;
- j) parede axial no terço cervical lingual;
- k) ângulo cervicoaxial lingual; e
- l) parede cervical lingual.

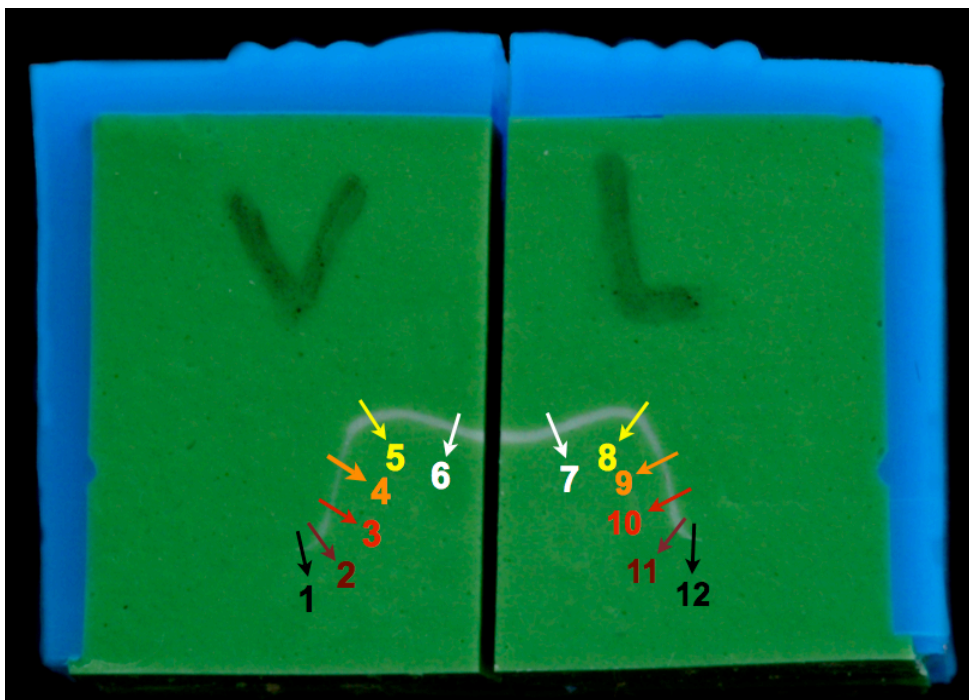


Figura 119 – Secção vestibulolingual e os 12 diferentes locais selecionados para as mensurações.

4.7 Análise dos Resultados

Levando-se em conta que as medidas das 3 diferentes coroas foram tomadas nos mesmos elementos dentais, as amostras foram consideradas dependentes. Em função disso, o teste de Wilcoxon pareado foi aplicado para as comparações entre os grupos. Os dados obtidos foram digitados no programa Excel 2007 para Windows (Microsoft Corporation, Redmond, WA, EUA) e posteriormente transferidos para o programa Stata 9.2 para Windows (StataCorp LP, College Station, San Antonio, Texas, EUA), com o qual foram realizadas as análises estatísticas. Foi adotado o nível de significância de 5%, o que significa que as associações com valor $p \leq 0,05$ são estatisticamente significativas.

5 RESULTADOS

5.1 Análise da Adaptação Marginal Sem Ajuste

Depois da confecção das coroas, foram mensurados os valores de discrepância marginal absoluta dos três diferentes tipos de coroas, obtidos nas faces vestibular, lingual, mesial e distal. Os valores médios e o desvio padrão das discrepâncias marginais absolutas das coroas antes do ajuste interno foram de $91,4 \mu\text{m} \pm 30,4 \mu\text{m}$ para o grupo injetável, de $77,8 \mu\text{m} \pm 23,7 \mu\text{m}$ para o grupo Cerec in-Lab e de $159,2 \mu\text{m} \pm 28,8 \mu\text{m}$ para o grupo Cerec 3 (Tabelas 1 a 3).

Tabela 1 – Valores em micrômetros (μm) de mensurações da discrepância marginal absoluta nas faces vestibular, lingual, mesial e distal das coroas Cerec 3/ProCAD.

Cerec 3 – ProCAD (Sem ajuste)					
Dente	Mesial	Distal	Vestibular	Lingual	Média
A	87,3	72,9	247,0	211,0	154,6
B	175,0	87,3	87,3	90,9	110,1
C	255,0	145,0	172,0	247,0	204,8
D	156,0	102,0	193,0	342,0	198,3
E	218,0	189,0	171,0	109,0	171,8
F	98,2	237,0	185,0	90,9	152,8
G	116,0	120,0	185,0	102,0	130,8
H	98,2	156,0	102,0	269,0	156,3
I	182,0	182,0	113,0	90,9	142,0
J	127,0	175,0	203,0	178,0	170,8
Média	151,3	146,6	165,8	173,1	159,2

Houve diferença estatística significativa entre os grupos Cerec 3 e Cerec in-Lab ($p = 0,0051$) e entre Cerec 3 e injetável ($p = 0,0125$), mas entre Cerec in-Lab e injetável não houve diferença estatística significativa ($p = 0,0745$).

Tabela 2 – Valores em micrômetros (μm) de mensurações da discrepância marginal absoluta nas faces vestibular, lingual, mesial e distal das coroas Cerec in-Lab – IPS e.max ZirCAD/IPS e.max Ceram.

Cerec in-Lab – IPS e.max ZirCAD/IPS e.max Ceram (Sem ajuste)					
Dente	Mesial	Distal	Vestibular	Lingual	Média
A	27,2	170,0	37,9	119,0	88,5
B	180,0	64,7	68,4	62,5	93,9
C	62,2	105,0	84,6	94,2	86,5
D	30,0	76,2	84,3	43,5	58,5
E	99,0	97,3	91,9	30,1	79,6
F	38,1	67,8	54,4	21,6	45,5
G	73,0	38,1	78,6	59,5	62,3
H	19,0	46,1	75,4	92,0	58,1
I	141,0	130,0	100,0	142,0	128,3
J	69,9	83,6	68,3	86,1	77,0
Média	73,9	87,9	74,4	75,1	77,8

Tabela 3 – Valores em micrômetros (μm) de mensurações da discrepância marginal absoluta nas faces vestibular, lingual, mesial e distal das coroas injetáveis IPS Empress 2/IPS e.max Ceram.

Injetável – IPS Empress 2/IPS e.max Ceram (Sem ajuste)					
Dente	Mesial	Distal	Vestibular	Lingual	Média
A	108,0	156,0	193,0	189,0	161,5
B	137,0	103,0	93,0	111,0	111,0
C	99,7	210,0	124,0	29,7	115,9
D	62,4	48,5	98,4	70,0	69,8
E	59,4	105,0	69,9	78,3	78,2
F	56,9	43,2	92,2	75,4	66,9
G	56,9	65,6	126,0	40,5	72,3
H	45,7	98,5	51,2	65,0	65,1
I	62,6	105,0	110,0	98,4	94,0
J	114,0	67,4	89,4	48,6	79,9
Média	80,3	100,2	104,7	80,6	91,5

5.2 Análise da Adaptação Marginal Com Ajuste

Após o ajuste interno de todas as coroas, os valores de discrepância marginal absoluta das 3 diferentes coroas foram mensurados nas faces vestibular, lingual, mesial e distal. Os valores médios e o desvio padrão das discrepâncias marginais absolutas das coroas após o ajuste interno foram de $58,4 \mu\text{m} \pm 18,2 \mu\text{m}$ para o grupo injetável, de $60,8 \mu\text{m} \pm 19,8 \mu\text{m}$ para o grupo Cerec in-Lab e de $77,0 \mu\text{m} \pm 13,7 \mu\text{m}$ para o grupo Cerec 3. Entretanto, não houve diferença estatística significativa entre os grupos Cerec 3 e Cerec in-Lab ($p = 0,1141$), entre Cerec 3 e Injetável ($p = 0,0593$) e entre Cerec 3 e Injetável ($p = 0,5076$). Os valores obtidos estão expostos nas Tabelas 4 a 6.

Tabela 4 – Valores em micrômetros (μm) de mensurações da discrepância marginal absoluta nas faces vestibular, lingual, mesial e distal das coroas Cerec 3/ProCAD após ajuste.

Cerec 3 – ProCAD (Após ajuste)					
Dente	Mesial	Distal	Vestibular	Lingual	Média
A	75,5	59,2	95,5	99,6	82,5
B	75,4	59,5	29,9	32,6	49,4
C	68,0	75,4	70,6	118,0	83,0
D	70,8	56,6	87,3	84,3	74,8
E	109,0	102,0	81,5	87,1	94,9
F	89,4	79,2	95,3	86,2	87,5
G	84,2	67,6	64,9	84,0	75,2
H	29,7	59,7	70,9	99,4	64,9
I	81,7	113,0	113,0	53,8	90,4
J	43,4	117,0	59,2	51,5	67,8
Média	72,7	78,9	76,8	79,7	77,0

Tabela 5 – Valores em micrômetros (μm) de mensurações da discrepância marginal absoluta nas faces vestibular, lingual, mesial e distal das coroas Cerec in-Lab – IPS e.max ZirCAD/IPS e.max Ceram após ajuste.

Cerec in-Lab – IPS e.max ZirCAD/IPS e.max Ceram (Após ajuste)					
Dente	Mesial	Distal	Vestibular	Lingual	Média
A	40,4	119,0	111,0	87,0	89,4
B	111,0	62,5	62,5	79,2	78,8
C	61,9	101,0	59,8	92,1	78,7
D	46,5	45,9	32,5	37,8	40,7
E	37,9	84,6	67,8	29,7	55,0
F	13,5	21,8	32,4	40,7	27,1
G	48,9	35,5	78,5	29,8	48,2
H	43,2	26,9	40,6	89,5	50,1
I	24,3	70,5	51,7	115,0	65,4
J	78,6	89,5	62,2	70,3	75,2
Média	50,6	65,7	60,8	67,1	60,8

Tabela 6 – Valores em micrômetros (μm) de mensurações da discrepância marginal absoluta nas faces vestibular, lingual, mesial e distal das coroas injetáveis IPS Empress 2/IPS e.max Ceram após ajuste.

Injetável – IPS Empress 2/IPS e.max Ceram (Após ajuste)					
Dente	Mesial	Distal	Vestibular	Lingual	Média
A	35,0	108,0	87,6	73,6	76,1
B	108,0	92,9	92,6	64,7	89,6
C	51,4	111,0	59,6	24,5	61,6
D	51,3	40,7	81,5	51,6	56,3
E	59,3	82,0	38,1	70,1	62,4
F	43,7	30,1	48,7	16,4	34,7
G	48,8	54,5	89,3	43,4	59,0
H	27,3	27,1	27,1	21,5	25,8
I	42,8	102,0	67,5	43,5	63,9
J	82,9	62,3	49,2	24,6	54,8
Média	55,1	71,1	64,1	43,4	58,4

Tabela 7 – Medidas da tendência central e dispersão dos valores da adaptação marginal em micrômetros (μm), nos três grupos avaliados, considerando-se as médias das 4 faces ($n = 10$).

	Coroa	Mínimo	Máximo	Mediana	Média	Desvio padrão
Sem ajuste	Injetável	65,1	161,5	79,0	91,4	30,4 ^a
	Cerec in-Lab	45,5	128,3	78,3	77,8	23,7 ^a
	Cerec 3	110,1	204,8	155,4	159,2	28,8
Com ajuste	Injetável	25,8	89,6	60,3	58,4	18,2 ^b
	Cerec in-Lab	27,1	89,4	60,2	60,8	19,8 ^b
	Cerec 3	49,4	94,9	78,8	77,0	13,7 ^b

As letras sobrescritas indicam grupos estatisticamente homogêneos ($p > 0,05$).

5.3 Influência do Ajuste Interno

Quando se compararam os valores da adaptação marginal antes e após o ajuste interno de maneira pareada para cada sistema cerâmico, observou-se diferença estatística significativa ($p < 0,05$) (Gráficos 1 e 2).

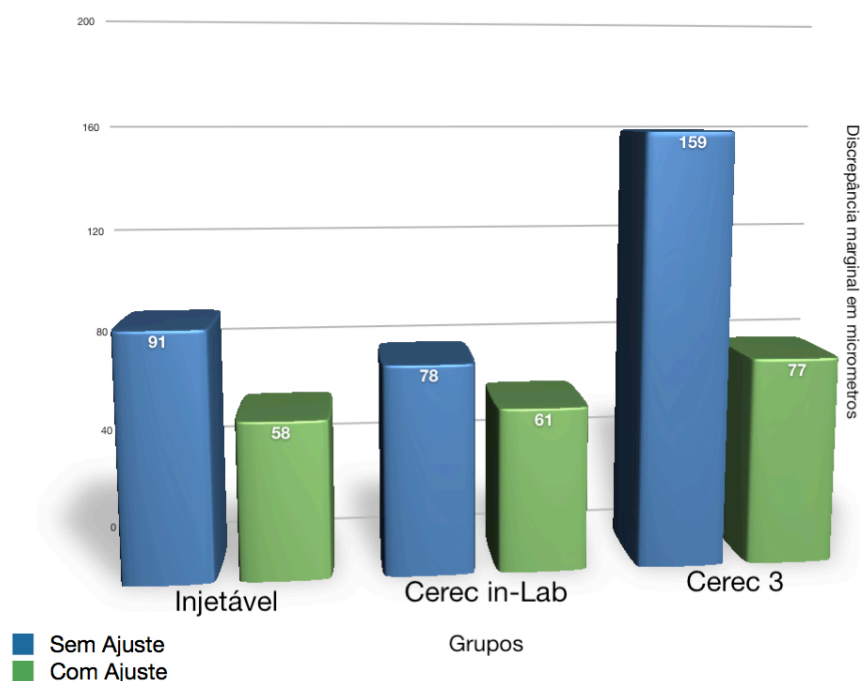


Gráfico 1 – Gráfico com os valores médios em micrômetros (μm) de discrepância marginal absoluta das coroas dos grupos Injetável, Cerec in-Lab e Cerec 3 antes e após ajuste interno.

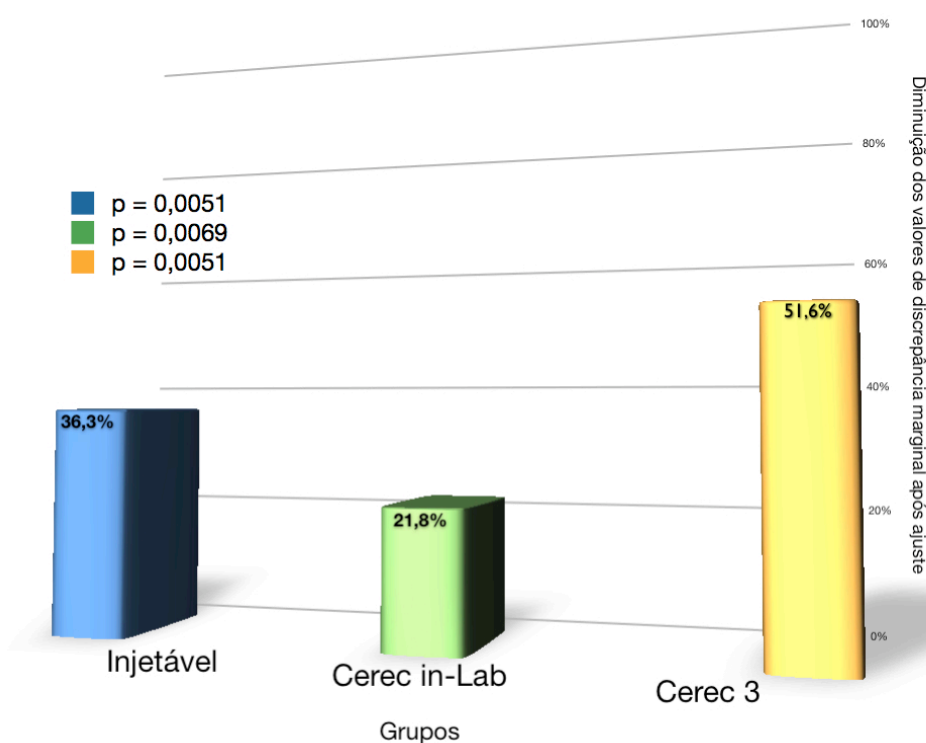


Gráfico 2 – Gráfico com as porcentagens de diminuição da discrepância marginal absoluta das coroas dos grupos Injetável, Cerec in-Lab e Cerec 3 após ajuste interno.

5.4 Análise da Adaptação Interna

Para a avaliação da adaptação interna, os valores médios das espessuras de película obtidos em cada face dental foram agrupados por regiões (Figura 120). Dessa forma, o valor da região cervical de determinada coroa refere-se à média dos valores obtidos na região cervical das faces mesial, distal, vestibular e lingual.



Figura 120 – Visando avaliar em conjunto os valores da discrepância marginal em cada região da coroa, foram calculadas as médias dos valores obtidos nas faces vestibular, lingual, mesial e distal para cada local de mensuração.

Tabela 8 – Medidas da tendência central e dispersão dos valores da adaptação interna através da mensuração da espessura de película em micrômetros, nos três grupos avaliados (n = 10).

Local	Coroa	Mínimo	Máximo	Mediana	Média	Desvio padrão
Parede cervical	Injetável	33,7	83,9	48,1	52,3	17,1 ^a
	Cerec in-Lab	38,2	90,7	52,7	58,1	15,7 ^a
	Cerec 3	42,3	75,2	65,5	62,8	10,1 ^a
Ângulo cervicoaxial	Injetável	93,8	212,1	157,6	155,9	40,5 ^b
	Cerec in-Lab	92,5	184,1	152,8	150,8	32,5 ^b
	Cerec 3	105,5	180,9	152,2	152,7	22,4 ^b
Parede axial – terço cervical	Injetável	26,8	60,0	54,9	51,9	10,1
	Cerec in-Lab	76,8	102,2	92,8	91,0	9,7 ^c
	Cerec 3	46,8	120,0	79,9	79,8	29,4 ^c
Parede axial – terço oclusal	Injetável	33,6	90,2	55,9	56,4	20,4
	Cerec in-Lab	62,3	118,4	98,9	95,7	18,0 ^d
	Cerec 3	68,5	134,7	87,6	95,3	27,1 ^d
Ângulo axiooclusal	Injetável	72,2	188,8	99,3	108,3	37,9
	Cerec in-Lab	158,7	285,7	210,6	215,4	39,1 ^e
	Cerec 3	91,7	336,9	192,7	193,7	72,4 ^e
Parede oclusal	Injetável	63,7	229,1	124,5	131,6	48,8 ^f
	Cerec in-Lab	191,9	358,2	264,9	260,9	45,5
	Cerec 3	99,9	228,3	201,6	178,9	45,7 ^f

As letras sobrescritas indicam grupos estatisticamente homogêneos (p > 0,05).

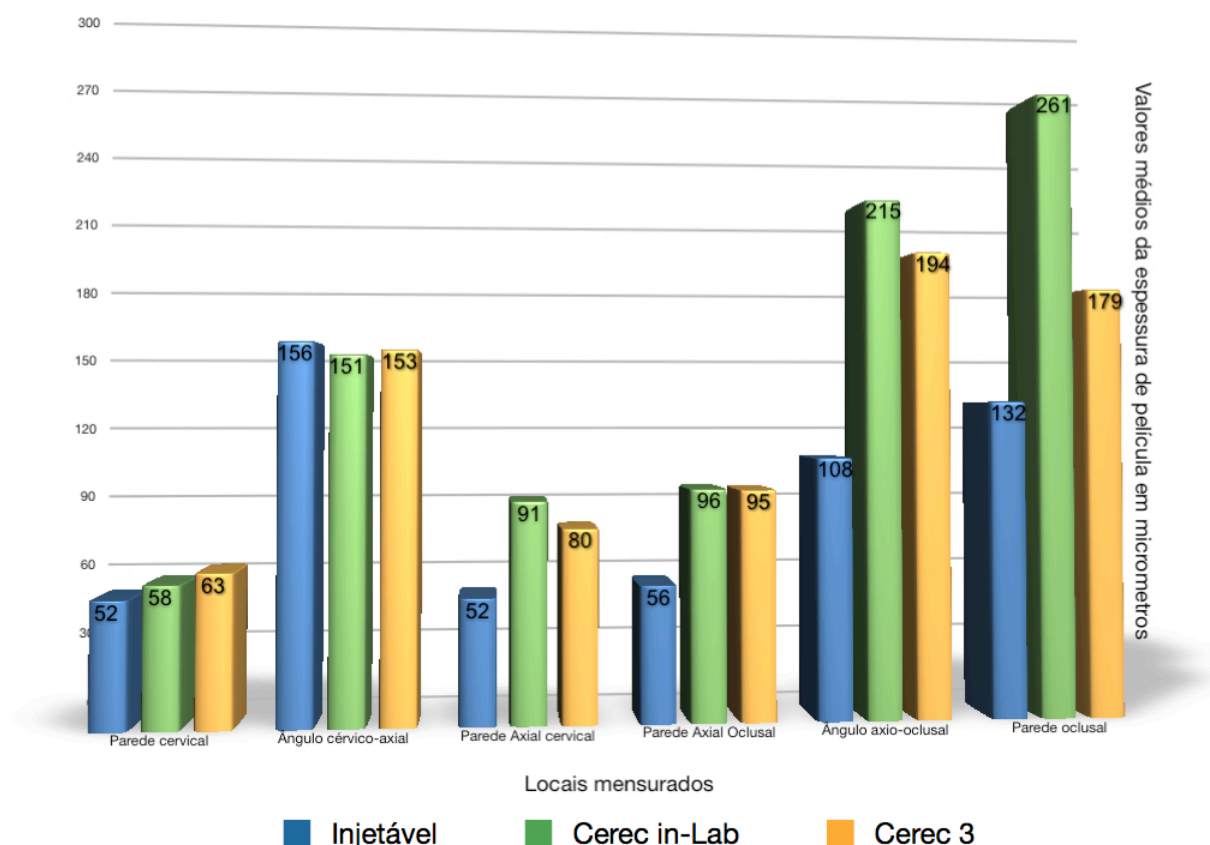


Gráfico 3 – Gráfico com os valores médios em micrômetros (μm) da espessura de película mensurados nos diferentes locais para os grupos Injetável, Cerec in-Lab e Cerec 3 após ajuste interno.

Ao avaliar a média final da desadaptação interna a partir da média das mensurações das espessuras de películas em todas os locais, pode-se observar que houve diferenças estatísticas significativas entre os grupos Injetável e Cerec 3 ($p = 0,0166$) e entre os grupos Injetável e Cerec in-Lab ($p = 0,0051$). Entretanto, não houve diferença estatística significativa entre os grupos Cerec 3 e Cerec in-Lab ($p = 0,1394$).

Tabela 9 – Medidas da tendência central e dispersão dos valores médios da adaptação interna através da mensuração da espessura de película em micrômetros (μm), nos três grupos avaliados ($n = 10$).

Espessura de película	Coroa	Mínimo	Máximo	Mediana	Média	Desvio padrão
Todos os locais	Injetável	59,1	138,5	87,1	92,7	23,9
	Cerec in-Lab	113,4	181,5	144,6	145,3	19,5 ^a
	Cerec 3	87,7	152,2	130,8	127,2	20,9 ^a

As letras sobrescritas indicam grupos estatisticamente homogêneos ($p > 0,05$).

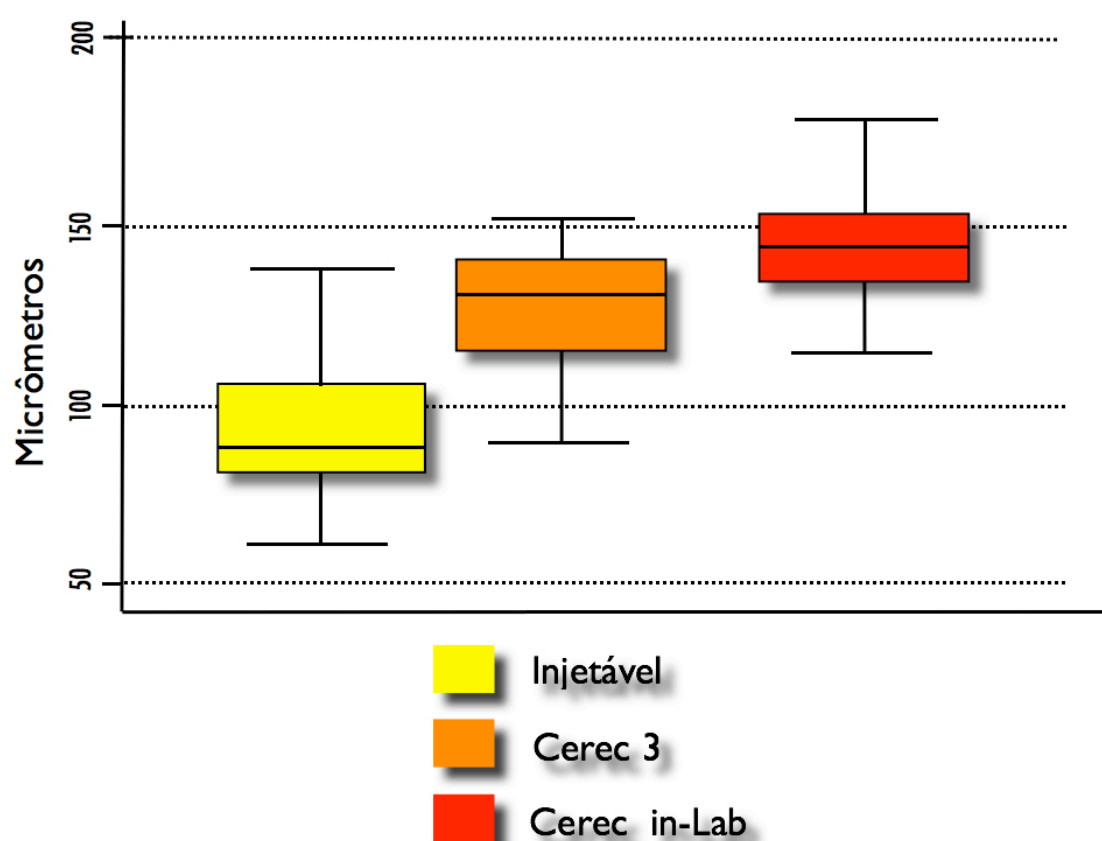


Gráfico 4 – Gráfico *box-plot* com os valores médios da adaptação interna (mensuração da espessura de película) em todos os locais para os grupos Injetável, Cerec in-Lab e Cerec 3 após ajuste interno.

6 DISCUSSÃO

Em conformidade com as mais variadas restaurações protéticas, o sucesso de restaurações cerâmicas livres de metal em dentes posteriores, independentemente do sistema cerâmico, está amarrado a uma série de etapas clínicas e laboratoriais, que devem ser realizadas com rigor de critérios e com constante controle da qualidade. A execução das etapas com qualidade poderá determinar uma restauração com características estéticas e, principalmente, com características funcionais desejadas. Além da ausência de sensibilidade pós-operatória, ausência de descoloração marginal, ausência de reincidência de cárie, resistência à fratura, resistência ao manchamento e textura superficial, a boa adaptação marginal é uma característica funcional almejada (FASBINDER, 2006). Entretanto, segundo Sorensen (1989), margens perfeitas são impossíveis, e bactérias colonizam todas as margens de porcelana ou metal.

Uma adaptação marginal deficiente entre o dente e a restauração indireta poderá permitir um acúmulo de placa, o que desencadeará um processo inflamatório periodontal (FELTON et al., 1991; HUNTER; HUNTER, 1990; SORENSEN, 1989). A adaptação marginal pobre pode, ainda, aumentar as chances de microinfiltração e a instalação de um processo carioso.

Embora os cimentos não adesivos, como o cimento de fosfato de zinco, ainda possam ser uma opção para a cimentação de coroas com infra-estrutura de zircônia (BINDL; LÜTHY; MÖRMANN, 2006), a utilização de cimentos mais resistentes à dissolução, como os resinosos, pode ser uma alternativa para evitar a microinfiltração bacteriana. Entretanto, eles não são totalmente resistentes ao desgaste, mesmo em discrepâncias consideradas menores que as clinicamente aceitáveis (KAWAI; ISENBERG; LEINFELDER, 1994).

O sucesso clínico e a longevidade da restauração indireta estão intimamente relacionados à adaptação marginal e, por essa razão, a definição dos valores de discrepância mínimo e, principalmente, máximo clinicamente aceitáveis tem sido objeto de interesse científico. Boening et al. (2000), avaliando clinicamente a adaptação marginal de restaurações cerâmicas confeccionadas pelo sistema CAD/CAM Procera (Nobel Biocare), relataram que a média da discrepância marginal encontrada em dentes posteriores variou de 115 μm a 245 μm . Entretanto, segundo Hickel et al. (1997), Holmes et al. (1992) e Molin, Karlsson e Kristiansen (1996), os valores de discrepância marginal mínimo e máximo clinicamente aceitáveis devem ficar entre 50 μm e 100 μm . Corroborando com esse valor de discrepância máximo clinicamente aceitável, Kawai et al. (1995) e Leinfelder, Isenberg e Essig (1989), ao avaliarem restaurações cerâmicas indiretas confeccionadas pelo sistema CAD/CAM Cerec (Sirona, Bensheim, Alemanha), obtiveram e indicaram um valor de discrepância máxima menor que 100 μm . Martin e Jedyndakiewicz (2000), ao avaliar secções de restaurações inlays confeccionadas com o Cerec e cimentadas em dentes pré-molares, encontraram valores médios de desajuste externo de 50 μm a 168 μm , e de 108 μm a 211 μm para desajuste interno. Entretanto, Mclean e von Fraunhofer (1971), uma das referências mais citadas na literatura, explicitaram que o sucesso clínico pode ser obtido com restaurações que apresentem desadaptações marginais menores que 120 μm . Para se chegar a esse valor, Mclean e von Fraunhofer (1971) fundamentaram-se numa avaliação clínica de 5 anos, em que mais de 1.000 restaurações indiretas foram confeccionadas e avaliadas.

A avaliação e a determinação de valores de discrepância marginal em restaurações indiretas geralmente são muito discordantes entre diferentes avaliadores ou mesmo entre os valores encontrados por um mesmo avaliador (DEDMON, 1982; SORENSEN, 1990). Segundo Dedmon (1982), seis experientes avaliadores, ao examinar discrepâncias marginais padronizadas, não encontraram valores semelhantes entre eles

ou mesmo entre os valores estimados por um único avaliador. De acordo com Sorensen (1990), três avaliadores que analisaram imagens microscópicas de discrepâncias marginais também não foram concordantes com os resultados encontrados. Além dos valores máximo e mínimo clinicamente aceitáveis, as discordâncias são também encontradas na terminologia ou no método de mensuração.

Um grande salto na padronização da terminologia foi estabelecido por Holmes et al. (1989). Segundo os autores, “discrepância marginal” seria o termo mais adequado quando se refere à mensuração do espaço existente entre o dente e a coroa. A medida da discrepância marginal pode ser definida geometricamente em fenda interna, fenda marginal, discrepância marginal vertical, discrepância marginal horizontal, margem sobreestendida, margem subestendida, discrepância marginal absoluta e discrepância de assentamento. Os autores ainda recomendaram que a alternativa que poderia refletir o total da discrepância marginal parece ser a discrepância marginal absoluta.

Diferentemente da situação clínica em que o profissional pode avaliar a discrepância marginal das restaurações indiretas com a utilização de exploradores ou de exames radiográficos, na pesquisa científica, os pesquisadores dispõem de uma multiplicidade de metodologias para mensurar não só a discrepância marginal, mas também a discrepância interna.

Os instrumentos para a avaliação e mensuração da discrepância marginal podem ser microscópios ópticos (BOECKLER; STADLER; SELTZ, 2005; BOENING et al., 2000; DAVIS; KELLY; CAMPBELL, 1989; DENISSEN et al., 2000; GOLDIN et al., 2005; HOLMES et al., 1992; SJÖGREN, 1995; KAWAI et al., 1995; MCLEAN; VON FRAUNHOFER, 1971; PILO; CARDASH, 1998; REICH et al., 2005; SATO, MATSUMURA; ATSUTA, 2002; TSITROU; NORTHEAST; VAN NOORT, 2007; YEO; YANG; LEE, 2003), estereomicroscópios (BESCHNIDT; STRUB, 1999; DELBONS, 2007; JAHANGIRI et al., 2005; STAPPERT et al., 2005), projetor de perfil (KOKUBO et al., 2005; MOLIN; KARLSSON, 1993; QUINTAS; OLIVEIRA;

BOTTINO, 2004; TAO et al., 2006) e microscópios eletrônicos de varredura (AKBAR et al., 2006; BINDL; MÖRMANN, 2003, 2005, 2007; GU; KERN, 2003; KRÄMER et al., 1999); ou, ainda, a digitalização da imagem obtida por microscópios ou câmeras digitais e a mensuração com programas de computador (BESCHNIDT; STRUB, 1999; BOECKLER; STADLER; SELTZ, 2005; BOENING et al., 2000; DELBONS, 2007; DENISSEN et al., 2000; GOLDIN et al., 2005; JAHANGIRI et al., 2005; MOU et al., 2002; RAHME et al., 2008; REICH et al., 2005; YEO; YANG; LEE, 2003) podem ser empregadas isoladamente ou em conjunto para mensurar a discrepância.

Neste estudo, a escolha do microscópio eletrônico de varredura (MEV) foi definida em virtude da grande nitidez tanto das margens das coroas quanto das margens dos preparos cavitários. Essa condição permitiu que as mensurações fossem iniciadas em pontos pouco visíveis em outros métodos. Outro fator positivo a ser considerado é o fato que a mensuração é realizada pelo MEV e a imagem pode ser arquivada com o correspondente valor da mensuração.

A imagem a ser avaliada, por sua vez, pode ser analisada externa e internamente tanto *in vitro* como *in vivo*. A análise da discrepância marginal pode ser realizada diretamente da superfície externa do espécime dente/coróa ou pela obtenção de réplica externa e mensuração posterior (AKBAR et al., 2006; BESCHNIDT; STRUB, 1999; BINDL; MÖRMANN, 2003; GU; KERN, 2003; KRÄMER et al., 1999; STAPPERT et al., 2005). Quando o objetivo é a análise da discrepância interna, a imagem pode ser obtida com a inclusão e o seccionamento do espécime dente/coróa (ADDI et al., 2002; BINDL; MÖRMANN, 2005; BINDL; MÖRMANN, 2007; DAVIS; KELLY; CAMPBEL, 1989; HOLMES et al., 1992; KAWAI et al., 1995; RAHME et al., 2008; SJÖGREN, 1995; SORENSEN, 1990) ou, ainda, por técnicas não destrutivas, como a réplica interna, que permite a preservação do espécime dente/coróa (ADDI et al., 2002; BOENING et al., 2000; DAVIS; KELLY; CAMPBEL, 1989; JAHANGIRI et al., 2005; KOKUBO et al., 2005; LIMA, 2005; LUTHARDT et al., 2004;

MCLEAN; VON FRAUNHOFER, 1971; MOLIN; KARLSSON, 1993; MOU et al., 2002; RAHME et al., 2008; REICH et al., 2005; TSITROU; NORTHEAST; VAN NOORT, 2007; WILSON, 1994).

A técnica da réplica interna, também denominada de técnica do cimento análogo, foi preconizada inicialmente por Mclean e von Fraunhofer (1971). Nessa técnica, as restaurações indiretas são cimentadas a seus respectivos dentes, preparados com a interposição de um material de moldagem, que pode ser poliéter (McLEAN; VON FRAUNHOFER, 1971), silicone de condensação (DAVIS; KELLY; CAMPBEL, 1989; LIMA, 2005) ou silicone de adição (ADDI et al., 2002; BOENING et al., 2000; JAHANGIRI et al., 2005; KOKUBO et al., 2005; LEE et al., 2008; MOLIN; KARLSSON, 1993; MOU et al., 2002; RAHME et al., 2008; REICH et al., 2005; TSITROU; NORTHEAST; VAN NOORT, 2007). Após a polimerização do material de moldagem, a coroa era removida do dente e a película do material de moldagem era incluída em resina (McLEAN; VON FRAUNHOFER, 1971) ou com outro material de moldagem, como o silicone de adição (ADDI et al., 2002; BOENING et al., 2000; KOKUBO et al., 2005; LIMA, 2005; MOLIN; KARLSSON, 1993; MOU et al., 2002; RAHME et al., 2008; REICH et al., 2005; TSITROU; NORTHEAST; VAN NOORT, 2007), para a estabilização e, posteriormente, para ser avaliada e mensurada, determinando-se, assim, o valor da discrepância interna.

Uma comparação entre a técnica da réplica e a espessura do cimento após a cimentação foi realizada por Rahme et al. (2008), com coroas de Procera (Nobel Biocare) em incisivo e pré-molar anterior. A uniformidade dos resultados encontrados suporta a utilização da técnica da réplica.

Uma interessante modificação na técnica da réplica foi preconizada por Nakamura et al. (2003, 2005) e Lee et al. (2008). Em vez de seccionar o material de moldagem para mensurar a espessura dele, os autores pesaram a película de silicone de adição (Fit Checker, GC Dental Industrial Corp.), que ficou interposto entre a coroa e o dente. A discrepância marginal foi definida a partir da espessura do silicone, que,

por sua vez, foi calculada com base na área do espécime, no peso e na densidade do silicone.

Outra variação na técnica da réplica para a mensuração da discrepância marginal foi preconizada por Kelly, Davis e Campbell (1989), que empregaram um método de reflexão de luz através de espessuras de um silicone de condensação colorido para a mensuração da discrepância marginal, sem a necessidade de inclusão e mensuração da espessura do material de moldagem pelo microscópio.

A técnica da réplica pode ser ainda utilizada como auxiliar ao ajuste interno de restaurações indiretas (ARAKELIAN, 1982; KEYS, 2002; RISSIN; JAHANGIRI; ESTAFAN, 2006; WETREICH, 1983). A cimentação das restaurações indiretas com material de moldagem e a remoção da coroa do dente, após a polimerização do material, permitem a identificação de possíveis interferências, pela identificação de pontos de descontinuidade ou com espessura muito reduzida. A posterior remoção das interferências poderia ser, então, realizada com instrumento rotatório. O procedimento poderia, ainda, ser repetido até a perfeita adaptação marginal da restauração indireta ao dente.

Durante a realização deste experimento, um silicone de adição específico para avaliação da adaptação e ajuste interno foi utilizado em três momentos: inicialmente, como material de moldagem para a obtenção das réplicas de resina epóxica utilizadas para avaliar as discrepâncias marginais; foi utilizado também como facilitador do ajuste interno; e, finalmente, como simulador do agente cimentante, possibilitando avaliar o desajuste interno entre coroas e dentes, com a mensuração da espessura de película desse material.

Quando o Fit Tester (Tokuso Fit Tester, Tokuyama Corp.) foi utilizado como facilitador do ajuste interno, as áreas de transparência ou a descontinuidade da película desse silicone de adição indicaram as áreas da superfície interna das coroas que deveriam ser ajustadas. A utilização do Fit Tester como facilitador do ajuste interno permitiu reduzir em 36,3% os valores médios de discrepância marginal das coroas do sistema

injetável, 21,8% para as coroas do sistema Cerec in-Lab e 51,6% para as coroas Cerec 3. Na média de todas as coroas, a diminuição foi de 36,6%, quando o procedimento foi repetido por duas vezes. De acordo com o estudo de White, Sorensen e Kang (1991), ao usar o silicone de adição como evidenciador das áreas de interferências em restaurações indiretas, observou-se uma melhora considerável (39%) na adaptação das coroas quando o procedimento de ajuste foi repetido uma vez.

Durante o ajuste interno, nem todas as coroas necessitavam da repetição do ajuste, entretanto esse procedimento foi realizado com o propósito de padronizar o número de repetições do ajuste interno para todas as coroas.

Com base nesses resultados e extrapolando para uma situação clínica, sugere-se que toda restauração indireta, especialmente as cerâmicas, deve ser ajustada internamente antes da cimentação. A opção de se utilizar um silicone específico, spray de ajuste ou outro método deve ficar a critério do profissional; o importante é que essa etapa não seja desconsiderada.

Segundo Lima (2005), a utilização de um silicone como agente cimentante forma uma réplica tridimensional do espaço interno da restauração. Ainda segundo o autor, quando o silicone é utilizado como facilitador do ajuste interno, o operador pode fazer uma avaliação visual e qualitativa da adaptação geral da coroa.

No presente estudo, a mensuração da discrepância marginal absoluta foi realizada do limite do término cervical das coroas ao final do término cervical do preparo. Assim, optou-se por mensurar toda a área exposta de cimento numa situação clínica. De acordo com Holmes et al. (1989), a discrepância marginal absoluta representa a maior medida da desadaptação. Diferentemente, Holmes et al. (1992) mensuraram a discrepância marginal absoluta do limite cervical da coroa a um ponto mediano no término do preparo. Para isso os autores mensuraram a discrepância marginal de réplicas externas de resina epóxica em microscópio óptico no centro das faces vestibular ($51 \mu\text{m} \pm 14 \mu\text{m}$),

lingual ($54 \mu\text{m} \pm 11 \mu\text{m}$), mesial ($51 \mu\text{m} \pm 16 \mu\text{m}$) e distal ($35 \mu\text{m} \pm 13 \mu\text{m}$).

Neste estudo, os valores médios obtidos das mensurações da discrepância marginal absoluta das coroas Cerec 3/ProCAD foram estatisticamente diferentes dos valores médios obtidos das coroas confeccionadas com os sistemas Cerec in-Lab e injetável. Entretanto, após o ajuste interno, os valores de discrepância marginal absoluta das coroas confeccionadas com os diferentes sistemas não apresentaram diferença estatística significativa. A grande redução dos valores de discrepância marginal absoluta das coroas Cerec 3 com o ajuste interno (51,6%) permitiu a paridade dos valores de discrepância marginal absoluta deste estudo.

Situação parecida foi encontrada ao se avaliar a espessura de película do Fit Tester. Pode-se observar que os valores obtidos com as médias de todos os locais de mensuração das coroas dos três sistemas não apresentaram diferença estatística significativa. Porém, ao avaliar os valores médios encontrados para determinados locais como a face oclusal, houve diferença estatística significativa entre as coroas Cerec in-Lab e as coroas dos grupos Cerec 3 e injetável, que foram semelhantes estatisticamente.

De acordo com Pilo e Cardash (1998), a espessura de cimento na face oclusal de molares foi maior que a encontrada em pré-molares. Os autores acreditam que isso acontece pelo excesso de cimento (pressão dinâmica do fluido), que não consegue escapar pelas margens cervicais durante a cimentação, o que se acentua em molares que apresentam uma face oclusal maior. Situação semelhante foi encontrada neste estudo, em que as maiores médias de espessura de película foram na face oclusal.

Melhores resultados de adaptação interna na face oclusal foram obtidos para as coroas perfuradas e cimentadas com fosfato de zinco por carga de 9 kgf (DIMASHKIEH; DAVIES; VON FRAUNHOFER, 1974; HEMBREE Jr; GEORGE; HEMBREE, 1978). Wilson (1996) avaliou a

presença de uma perfuração oclusal e a quantidade de força necessária para promover um bom assentamento de coroas. Concluiu que a força necessária para permitir o assentamento máximo de coroas depende do tipo de cimento e da presença ou não da perfuração oclusal (*venting procedures*). Kay, Jablonski e Dogon (1986) puderam observar que os términos cervicais influenciaram na adaptação e que, quanto maior a força de assentamento, melhor foi a adaptação.

Para obter réplicas internas, Tsitrou, Northeast e Van Noort (2007a) utilizaram 40 N para realizar procedimento de assentamento com interposição de silicone de adição. A mesma força de 40 N foi utilizada por Gu e Kern (2003) para a cimentação com um cimento resinoso (Panavia, Kuraray), um compômero (Direct Cem Plus, 3M ESPE) e um cimento de fosfato de zinco (Havard Cement, Richter & Hoffmann Dental). Bindl e Mörmann (2005) utilizaram a força de 40 N para cimentar coroas cerâmicas com o cimento Panavia. Entretanto, Nakamura et al. (2003, 2005) e Reich et al. (2005) utilizaram uma força de 20 N para o assentamento da restauração indireta sobre seu pilar com a interposição de um silicone de adição.

Assim como estes autores, no presente estudo, a cimentação com o silicone de adição Fit Tester foi realizada com um peso de assentamento de 2 kg. Através do dispositivo desenvolvido por Delbons (2007), esse assentamento da restauração indireta sobre o dente pode ser padronizado e mantido pelo tempo de 3 min.

Outro fator que pode interferir na adaptação marginal é a inclinação das paredes cavitárias. Embora a inclinação do dente não interfira na adaptação marginal, o grau de convergência das paredes circundantes pode interferir (MOU et al., 2002; SATO; MATSUMURA; ATSUTA, 2002). Nesse sentido, Chan et al. (2004), ao avaliar o efeito da convergência em graus de 0° até 70° na retenção e na discrepância marginal, observaram que os resultados, quando foram tratados por meio da análise de correlação de Pearson, revelaram que a partir de 12° de convergência das paredes axiais havia diminuição nos valores de

retenção. Não obstante, Mou et al. (2002) e Nakamura et al. (2003, 2005) não encontraram diferenças na discrepância marginal quando houve diminuição do ângulo de convergência das paredes de 4° para 12°. Ao avaliar a influência de preparos com grau de convergência de 12°, 16° e 24° na infiltração marginal, Kina (2006) relatou que nenhum grau de convergência foi capaz de reduzir completamente a microinfiltração marginal. No entanto, Mou et al. (2002), utilizando a técnica da réplica com a avaliação da espessura de película de um silicone de adição (Fit Tester, Tokuso Fit Tester, Tokuyama Corp.), afirmaram que as coroas cerâmicas com paredes de 12° de convergência apresentaram melhores valores de adaptação marginal que as com ângulo de 20° de convergência. No presente trabalho, optou-se por 12° como o grau de convergência das paredes, que foi obtido com a manutenção das pontas diamantadas cônicas com convergência de 6°, perpendiculares à base do troquel durante a definição das paredes axiais ao nível dos terços cervical e médio.

Durante a confecção das coroas, o espaçamento interno pode ser realizado mediante a aplicação de camadas de um espaçador específico ou com a determinação de um espaçamento digital, como no caso dos sistemas CAD/CAM. Com o propósito de avaliar o espaçamento digital, Nakamura et al. (2003) testaram os espaçamentos de 10 µm, 30 µm e 50 µm para coroas cerâmicas confeccionadas a partir do sistema Cerec. Os autores concluíram que o espaçamento de 30 µm proporcionou coroas cerâmicas com boa adaptação marginal, independentemente do ângulo de convergência das paredes. Entretanto, Nakamura et al. (2005) avaliaram os espaçamentos de 15 µm e 55 µm. Os autores não encontraram diferença estatisticamente significativa entre os dois valores de espaçamento digital.

Neste estudo foi aplicada uma camada de um espaçador Die Spacer (Talladium) nos troquéis de gesso utilizados para a confecção das coroas do sistema injetável, com o intuito de prover um espaçamento de aproximadamente 40 µm.

Para as coroas obtidas com o sistema CAD/CAM não foi utilizado espaçamento digital. Assim, durante o lançamento dos dados de cada coroa no computador, foi definido o espaçamento digital como 0 μm . A razão para não utilizar espaçamento digital foi embasada no fato de que tanto os dentes (Cerec 3, Sirona, Bensheim, Alemanha) quanto os modelos dos dentes (Cerec in-Lab, Sirona, Bensheim, Alemanha), antes de terem suas imagens digitalizadas, foram impregnados com spray de dióxido de titânio (IPS Contrast Spray Labside, Ivoclar Vivadent), que promoveu um espaçamento. Essa padronização foi embasada no estudo desenvolvido por Luthardt et al. (2004), em que foi simulado os escaneamentos intra-oral (Câmera Cerec 3) e extra-oral (Cerec Scan). Os autores utilizaram o pó de óxido de titânio em modelos metálicos similares a um dente canino superior e nos modelos de gesso para o escaneamento na Câmera Cerec 3 e na Cerec Scan respectivamente. O espaçamento digital utilizado neste estudo foi estabelecido em 0 (zero).

Em outro estudo, Rudolph, Luthardt e Walter (2007) avaliaram diferentes escaneamentos com ou sem a aplicação do pó de óxido de titânio. Os autores utilizaram cópias metálicas e, a partir delas, confeccionaram os modelos de gesso. Para a impressão óptica, os modelos metálicos e seus respectivos modelos em gesso foram aspergidos com ou sem o pó de dióxido de titânio e escaneados simulando as situações intra-oral e extra-oral. Os autores observaram que o tipo de superfície escaneada não foi estatisticamente significativa na obtenção das imagens.

O processo de obtenção de imagens digitais é relativamente novo e ainda pouco estudado, principalmente pela variedade de equipamentos recentemente lançados. Para a adequada fundamentação teórica, é necessária a realização de novas pesquisas para esclarecimentos e definição de etapas desse processo. Entre as recentes pesquisas, Quaas, Rudolph e Luthardt (2007) testaram um método de escaneamento diretamente em moldes. Os autores encontraram baixa fidelidade nas imagens obtidas com esse método e recomendaram que o molde seja

vazado para a obtenção de modelos de gesso e que o escaneamento seja sobre estes.

Optou-se neste estudo por avaliar a adaptação das coroas finalizadas, em vez de se avaliarem as infra-estruturas do sistema injetável e do sistema Cerec in-Lab (Sirona, Bensheim, Alemanha). Ao avaliar a adaptação das infra-estruturas, essas não passariam pelas outras etapas laboratoriais necessárias para a confecção da coroa, como a cobertura com cerâmica estratificada, novas queimas e aplicação do *glaze*. Essas etapas, necessárias numa situação clínica, podem interferir na adaptação final da coroa cerâmica. Foi observado que em várias coroas que receberam cobertura cerâmica pela técnica estratificada o *glaze* inadvertidamente escorreu na superfície interna e, com a queima, interferiu negativamente na adaptação. Extrapolando para uma situação clínica, todas as coroas cerâmicas que recebem o *glaze* devem ser avaliadas internamente para detectar a presença inadequada dele.

Stappert et al. (2007), em recente estudo, comprovaram que a resistência à fratura de inlays cerâmicas de IPS Empress e IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent) e ProCAD (Ivoclar Vivadent) não foi significativamente diferente. Entretanto, as restaurações inlays de ProCAD (Ivoclar Vivadent) confeccionadas com o sistema Cerec 3 apresentaram resistência comparável a dos dentes naturais sem preparos.

Neste experimento, para os grupos Cerec 3 (Sirona, Bensheim, Alemanha) e Cerec in-Lab (Sirona, Bensheim, Alemanha), foi utilizada a unidade fresadora Cerec Scan (Sirona, Bensheim, Alemanha). Recentemente, uma nova unidade fresadora (Cerec MC XL, Sirona) está disponível no mercado odontológico. De acordo com Scheider (2007), a unidade fresadora permite a confecção de restaurações mais rapidamente, com maior precisão e com considerável diminuição de ruídos.

7 CONCLUSÕES

1. Os valores médios da mensuração da discrepância marginal das coroas foram menores nesta ordem: sistema injetável, Cerec in-Lab e Cerec 3. Entretanto, todas as coroas apresentaram valores de discrepância marginal clinicamente aceitáveis após o ajuste interno.
2. Os valores médios da mensuração da espessura de película referentes ao desajuste interno foram maiores na seguinte ordem decrescente: face oclusal, ângulo axiooclusal, ângulo cervicoaxial, parede axial no terço oclusal, parede axial no terço cervical e parede cervical.
3. Ainda, durante a avaliação da adaptação marginal, verificou-se que o ajuste interno permite reduzir os valores médios de discrepância marginal (36,6%) das coroas cerâmicas confeccionadas com os sistemas injetável, Cerec in-Lab e Cerec 3.

8 REFERÊNCIAS

ABBATE, M. F.; TJAN, A. H. L.; FOX, W. M. Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 61, n. 5, p. 527-531, May 1989.

ADDI, S. et al. Interface gap size of manually and CAD/CAM-manufactured ceramic inlays/onlays in vitro. **J. Dent.**, Bristol, v. 30, n. 1, p. 53-58, Jan. 2002.

AKBAR, J. H. et al. Marginal adaptation of Cerec 3 CAD/CAM composite crowns using two different finish line preparation designs. **J. Prosthodont.**, Copenhagen, v. 15, n. 3, p. 155-63, May/June 2006.

ARAKELIAN, A. Jr. A technique for seating castings. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 48, n. 3, p. 357, Sept. 1982.

BESCHNIDT, S. M.; STRUB, J. R. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 26, n. 7, p. 582-593, July 1999.

BINDL, A.; LÜTHY, H.; MÖRMANN, W. H. Thin-wall ceramic CAD/CAM crown copings: strength and fracture pattern. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 33, n. 7, p. 520-528, July 2006.

BINDL, A.; MÖRMANN, W. H. Clinical and SEM evaluation of all-ceramic chair-side CAD/CAM-generated partial crowns. **Eur. J. Oral Sci.**, Copenhagen, v. 111, n. 2, p. 163-169, Apr. 2003.

BINDL, A.; MÖRMANN, W. H. Fit of all-ceramic posterior fixed partial denture frameworks in vitro. **Int J Periodontics Restorative Dent.**, Chicago, v. 27, n.6, p. 567-575, Dec. 2007.

BINDL, A.; MÖRMANN, W. H. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 32, n. 6, p. 441-447, June 2005.

BOECKLER, A. F.; STADLER, A.; SELTZ, J. M. The significance of marginal gap overextension measurement in the evaluation of the fit of complete crowns. **J. Contemp. Dent. Pract.**, Cincinnati, v. 6, n. 4, p. 26-37, Nov. 2005.

BOENING, K. W. et al. Clinical fit of Procera allceram crowns. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 84, n. 4, p. 419-424, Oct. 2000.

CHAN, D. C. N. et al. Effect of preparation convergence on retention and seating discrepancy of complete veneer crowns. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 31, n. 10, p. 1007-1013, Oct. 2004.

CONRAD, H. J.; SEONG, W. J.; PESUN, I. J. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 98, n. 5, p. 389-404, Nov. 2007.

DAVIS, S. H.; KELLY, J. R.; CAMPBELL, S. D. Use of an elastomeric material to improve the occlusal seat and marginal seal of cast restorations. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 62, n. 3, p. 288-291, Sept. 1989.

DEDMON, H. W. Disparity in expert opinions on size of acceptable margins openings. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 7, n. 3, p. 97-101, Summer 1982.

DELBONS, F. B. **Avaliação da adaptação marginal de dois sistemas cerâmicos, IPS Empress e Cerec inLab, em restaurações MOD: um estudo *in vitro***. 2007. 112 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2007.

DENISSEN, H. et al. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered Cicero, Cerec, and Procera onlays. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 84, n. 5, p. 506-513, Nov. 2000.

DIMASHKIEH, M. R.; DAVIES, E. H.; VON FRAUNHOFER, J. A. Measurement of the cement film thickness beneath full crown restorations. **Br. Dent. J.**, London, v. 137, n. 7, p. 281-284, Oct. 1974.

EDELHOFF, D.; OZCAN, M. To what extent does the longevity of fixed dental prostheses depend on the function of the cement? Working group 4 materials: cementation. **Clin. Oral Implants Res.**, Chicago, v. 18, supl. 3, p. 193-204, June 2007.

ESTAFAN, D.; DUSSETSCHLEGER, F.; AGOSTA, C. Scanning electron microscope evaluation of Cerec II and Cerec III inlays. **Gen. Dent.**, Chicago, v. 51, n. 5, p. 450-454, Sept./Oct. 2003.

FASBINDER, D. J. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 137, Suppl., p. 22S-31S, Sept. 2006.

FELTON, D. A. et al. Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 65, n. 3, p. 357-364, Mar. 1991.

GEMALMAZ, D.; ERGIN, S. Clinical evaluation of all-ceramic crowns. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 87, n. 2, p. 189-196, Feb. 2002.

GIORDANO, R. Materials for chairside CAD/CAM: produced restorations. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 137, n. 9S, p. 14S-21S, Sept. 2006.

GOLDIN, E. B. et al. Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramic-pressed-to-metal restorations. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 93, n. 2, p. 143-147, Feb. 2005.

GU, X. N.; KERN, M. Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: influence of luting agents and aging conditions. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 16, n. 2, p. 109-116, Mar./Apr. 2003.

HEMBREE Jr., J. H.; GEORGE, T. A.; HEMBREE, M. E. Film thickness of cements beneath complete crowns. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 39, n. 5, p. 533-535, May 1978.

HICKEL, R. et al. CAD/CAM: fillings of the future? **Int. Dent. J.**, London, v. 47, n. 5, p. 247-258, Oct. 1997.

HOLMES, J. R. et al. Considerations in measurement of marginal fit. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 62, n. 4, p. 405-408, Oct. 1989.

HOLMES, J. R. et al. Marginal fit of castable ceramic crowns. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 67, n. 5, p. 594-599, May 1992.

HUNTER, A. J.; HUNTER, A. R. Gingival margins for crowns: a review and discussion. Part II: Discrepancies and configurations. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 64, n. 6, p. 636-642, Dec. 1990.

JAHANGIRI, L. et al. Assessment of sensitivity and specificity of clinical evaluation of cast restoration marginal accuracy compared to stereomicroscopy. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 93, n. 2, p. 138-142, Feb. 2005.

JAHANGIRI, L.; ESTAFAN, D. A method of verifying and fit of all-ceramic restorations. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 95, n. 1, p. 82-83, Jan. 2006.

KAWAI, K.; ISENBERG, B. P.; LEINFELDER, K. F. Effect of gap dimension on composite resin cement wear. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 25, n. 1, p. 53-58, Jan. 1994.

KAWAI, K. et al. Marginal adaptability and fit of ceramic milled inlays. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 126, n. 10, p. 1414-1419, Oct. 1995.

KAY, G. W.; JABLONSKI, D. A.; DOGON, L. L. Factors affecting the seating and fit of complete crowns: a computer simulation study. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 55, n. 1, p. 13-18, Jan. 1986.

KELLY, J. R.; DAVIS, S. H.; CAMPBELL, S. D. Nondestructive, three-dimensional internal fit mapping of fixed prostheses. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 61, n. 3, p. 368-373, Mar. 1989.

KEYS, L. G. An alternate method of verifying the seating of all-ceramic restorations. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 87, n. 4, p. 411, Apr. 2002.

KINA, M. **Influência do desenho da cavidade na microinfiltração marginal de restaurações cerâmicas tipo MOD**. 2006. 86 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia, opção Dentística) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

KOKUBO, Y. et al. Clinical marginal and internal gaps of in-ceram crowns fabricated using the GN-I system. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 32, n. 10, p. 753-758, Oct. 2005.

KRÄMER, N. et al. IPS Empress inlays and onlays after four years: a clinical study. **J. Dent.**, Bristol, v. 27, n. 5, p. 325-331, July 1999.

KRÄMER, N.; FRANKENBERGER, R. Clinical performance of bonded leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after eight years. **Dent. Mater.**, Oxford, v. 21, n. 3, p. 262-271, Mar. 2005.

LEE, K. B. et al. Marginal and internal fit of all-ceramic crowns fabricated with two different CAD/CAM systems. **Dent. Mater. J.**, Tokyo, v. 27, n. 3, p. 422-426, May 2008.

LEINFELDER, K. F.; ISENBERG, B. P.; ESSIG, M. E. A new method for generating ceramic restorations: a CAD-CAM system. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 118, n. 6, p. 703-707, June 1989.

LIMA, R. T. A. **Avaliação do desajuste vertical e da espessura de película de infra-estruturas de três sistemas cerâmicos**. 2005. 150 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2005.

LUTHARDT, R. G. et al. An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 17, n. 6, p. 680-685, Nov./Dec. 2004.

MAGNE, P.; BELSER, U. C. Porcelain versus composite inlays/onlays: effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, Chicago, v. 23, n. 6, p. 543-55, Dec. 2003.

McLEAN, J. W.; VON FRAUNHOFER, J. A. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. **Br. Dent. J.**, London, v. 131, n. 3, p. 107-111, Aug. 1971.

MARTIN, N.; JEDYNAKIEWICZ, N. M. Interface dimensions of CEREC-2 MOD inlays. **Dent. Mater.**, Oxford, v. 16, n. 1, p. 68-74, Jan. 2000.

MEYER FILHO, A. et al. Ceramic inlays and onlays: clinical procedures for predictable results. **J. Esthet. Restor. Dent.**, Hamilton, v. 15, n. 6, p. 338-351, 2003.

MEYER FILHO, A. et al. Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. **J. Prosthodont.**, Copenhagen, v. 13, n. 1, p. 28-35, Mar. 2004.

MOLIN, M. K.; KARLSSON, S. L. The fit of gold inlays and three ceramic inlay systems: a clinical and in vitro study. **Acta Odontol. Scand.**, Oslo, v. 51, n. 4, p. 201-206, Aug. 1993.

MOLIN, M. K.; KARLSSON, S. L.; KRISTIANSEN, M. S. Influence of film thickness on joint bend strength of a ceramic/resin composite joint. **Dent. Mater.**, Oxford, v. 12, n. 4, p. 245-259, July 1996.

MÖRMANN, W. H. et al. Effects of preparation and luting system on all-ceramic computer-generated crowns. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 11, n. 4, p. 333-339, July/Aug. 1998.

MÖRMANN, W. H.; BINDL, A. The Cerec 3: a quantum leap for computer-aided restorations: initial clinical results. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 31, n. 10, p. 699-712, Nov./Dec. 2000.

MÖRMANN, W.; KREJCI, I. Computer-designed inlays after 5 years in situ: clinical performance and scanning electron microscopic evaluation. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 23, n. 2, p. 109-115, Feb. 1992.

MOU, S. S. et al. Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. **J Prosthet Dent.**, St. Louis, v. 87, n. 3, p. 248-255, Mar. 2002.

NAKAMURA, T. et al. Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 16, n. 3, p. 244-248, May/June 2003.

NAKAMURA, T. et al. In vitro study on marginal and internal fit of CAD/CAM all-ceramic crowns. **Dent. Mater. J.**, Tokyo, v. 24, n. 3, p. 456-459, Sept. 2005.

OTTO, T.; De NISCO, S. Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 15, n. 2, p. 122-128, Mar./Apr. 2002.

PILO, R.; CARDASH, H. S. In vivo retrospective study of cement thickness under crowns. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 79, n. 6, p. 621-625, June 1998.

QUAAS, S; RUDOLPH, H.; LUTHARDT, R. G. Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. **J. Dent.**, Bristol, v. 35, n. 12, p. 903-8, Dec. 2007.

QUINTAS, A. F.; OLIVEIRA, F.; BOTTINO, M. A. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 92, n. 3, p. 250-257, Sept. 2004.

RAHME, H. T. et al. In vitro evaluation of the "replica technique" in the measurement of the fit of Procera crowns. **J. Contemp. Dent. Pract.**, Cincinnati, v. 9, n. 2, p. 25-32, Feb. 2008.

REICH, S. et al. Clinical performance of large, all-ceramic CAD/CAM-generated restorations after three years: a pilot study. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 135, n. 5, p. 605-612, May 2004.

REICH, S. et al. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. **Eur. J. Oral Sci.**, Copenhagen, v. 113, n. 2, p. 174-179, Apr. 2005.

REISS, B. Clinical results of Cerec inlays in a dental practice over a period of 18 years. **Int. J. Comput. Dent.**, New Malden, v. 9, n. 1, p. 11-22, Jan. 2006.

REISS, B.; WALTHER, W. Clinical long-term results and 10-year Kaplan-Meier analysis of Cerec. **Int. J. Comput. Dent.**, New Malden, v. 3, n. 1, p. 9-23, Jan. 2000.

RISSIN, L.; WETREICH, G. Utilization of elastomeric materials to evaluate the accuracy of cast restorations prior to cementation. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 49, n. 4, p. 585-586, Apr. 1983.

RITTER, A. V.; BARATIERI, L. N. Ceramic restorations for posterior teeth: guidelines for the clinician. **J. Esthet. Dent.**, Hamilton, v. 11, n. 2, p. 72-86, 1999.

RUDOLPH, H.; LUTHARDT, R. G.; WALTER, M. H. Computer-aided analysis of the influence of digitizing and surfacing on the accuracy in dental CAD/CAM technology. **Comput. Biol. Med.**, New York, v. 37, n. 5, p. 579-587, May 2007.

SANTOS, M. J. M. C. **Avaliação clínica de inlays e onlays confeccionadas com dois tipos de cerâmica após 02 anos.** 2003.

180 f. Tese (Doutorado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2003.

SATO, K.; MATSUMURA, H.; ATSUTA, M. Relation between cavity design and marginal adaptation in a machine-milled ceramic restorative system. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 29, n. 1, p. 24-27, Jan. 2002.

SCHNEIDER, W. No compromises the new CEREC MC XL and inLab MC XL milling machines. **Int. J. Comput. Dent.**, New Malden, v. 10, n. 1, p. 119-126, Jan. 2007.

SJÖGREN, G. Marginal and internal fit of four different types of ceramic inlays after luting. **Acta Odontol. Scand.**, Oslo, v. 53, n. 1, p. 24-28, Feb. 1995.

SJÖGREN, G.; MOLIN, M.; van DIJKEN, J. W. A 10-year prospective evaluation of CAD/CAM-manufactured (Cerec) ceramic inlays cemented with a chemically cured or dual-cured resin composite. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 17, n. 2, p. 241-246, Mar./Apr. 2004.

SØRENSEN, J. A. A rationale for comparison of plaque-retaining properties of crown systems. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 62, n. 3, p. 264-269, Sept. 1989.

SØRENSEN, J. A. A standardized method for determination of crown margin fidelity. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 64, n. 1, p. 18-24, July 1990.

STAPPERT, C. F. et al. Marginal adaptation of different types of all-ceramic partial coverage restorations after exposure to an artificial mouth. **Br. Dent. J.**, London, v. 199, n. 12, p. 779-783, Dec. 2005.

STAPPERT, C. F. et al. All-ceramic partial coverage restorations on natural molars: masticatory fatigue loading and fracture resistance. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v. 20, n. 1, p. 21-26, Feb. 2007.

TAO, J. et al. Fit of metal ceramic crowns cast in Au-1.6 wt% Ti alloy for different abutment finish line curvature. **Dent. Mater.**, Oxford, v. 22, n. 5, p. 397-404, May 2006.

TSITROU, E. A.; NORTHEAST, S. E.; VAN NOORT, R. Evaluation of the marginal fit of three margin designs of resin composite crowns using CAD/CAM. **J. Dent.**, Bristol, v. 35, n. 1, p. 68-73, Jan. 2007a.

TSITROU, E. A.; NORTHEAST, S. E.; VAN NOORT, R. Brittleness index of machinable dental materials and its relation to the marginal chipping factor. **J. Dent.**, Bristol, v. 35, n. 12, p. 897-902, Dec. 2007b.

WHITE, S. N.; SORENSEN, J. A.; KANG, S. K. Improved marginal seating of cast restorations using a silicone disclosing medium. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 4, n. 4, p. 323-326, July/Aug. 1991.

WILSON, P. R. Effect of increasing cement space on cementation of artificial crowns. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 71, n. 6, p. 560-564, June 1994.

WILSON, P. R. Low force cementation **J. Dent.**, Bristol, v. 24, n. 4, p. 269-273, July 1996.

WOLFART, S. et al. A preliminary prospective evaluation of all-ceramic crown-retained and inlay-retained fixed partial dentures. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 18, n. 6, p. 497-505, Nov./Dec. 2005.

YEO, I. S.; YANG, J. H.; LEE, J. B. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 90, n. 5, p. 459-464, Nov. 2003.

ANEXO A

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA COM SERES HUMANOS
PARECER CONSUBSTANCIADO - PROJETO N º 134/07

I – Identificação

Título do Projeto: “Avaliação da adaptação marginal em coroas cerâmicas livres de metal em dentes posteriores”.

Pesquisador Responsável: Prof. Gilberto Muller Arcari.

Pesquisador Principal: Marcelo Taveira Barbosa

Data Coleta dados: agosto/2007.

Local onde a pesquisa será conduzida: Laboratório de Pesquisa em Materiais Dentários da Universidade Federal de Santa Catarina em Florianópolis/SC.

II - Objetivos: **a) geral:** Avaliar in vitro a adaptação marginal interna e externa de diferentes restaurações de cerâmicas, através da técnica da réplica e de mensuração da interface dente/restauração com o microscópio ótico, através das variáveis:

- injeção-IPS e.max Press;
- CAD/CAM – IPS e.max ZirCAD – Cerec in Lab;
- CAD/CAM – Vita Mark II – Cerec 3.

III - Sumário do Projeto:

De acordo com os pesquisadores, serão utilizados 30 dentes oriundos do Banco de Dentes da Universidade Federal de Alfenas – Unifal/MG. Este estudo pretende avaliar ‘in vitro’ a adaptação marginal entre molares com preparos para coroas totais e restaurações cerâmicas livre de metal confeccionadas com diferentes sistemas.

IV – Comentários frente à Resolução 196/96 CNS e complementares:

O processo contém todos os documentos necessários para sua apreciação. Os currículos profissionais dos pesquisadores atestam sua capacidade para a realização da pesquisa. O trabalho possui mérito científico. O TCLE está de acordo com a Resolução 196/96.

Observação: Pede-se aos pesquisadores que no envio de futuros projetos de pesquisa a este Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos, incluam uma lista de abreviaturas e siglas, pois o entendimento de algumas técnicas e métodos experimentais fica prejudicado por um relator que não seja da área específica ao projeto. Como se trata de um projeto, que irá utilizar dentes oriundos de um Banco de Dentes, não há problema na aprovação do projeto. No entanto, salienta-se que, este projeto não seria aprovado com tal redação, caso, fossem utilizados dentes cuja obtenção houvesse necessidade de consentimento por parte dos doadores.

PARECER DO CEP

☒ **aprovado**

☐ não aprovado

☐ com pendência

☐ retirado

☐ aprovado e encaminhado ao CONEP

Informamos que o parecer dos relatores foi aprovado por em reunião deste Comitê na data de 25 de junho de 2007.

VI- Data da Reunião: 25 de junho de 2007.



Prof. Washington Portela de Souza

Coordenadora do CEP

Fonte: CONEP/ANVS - Resoluções 196/96 e 251/97 do CNS.